

등장성운동 시 근전도 신호의 중앙주파수 분석을 통한 근피로지수 검출에 관한 연구

홍수용 · 이성호 · 윤형로 · 조상현*

연세대학교 보건과학대학 의공학과 · 연세대학교 보건과학대학 재활학과*

(2002년 6월 26일 접수, 2003년 7월 3일 채택)

The Study of Muscle Fatigue Index Searching in terms of Median Frequency Analysis of EMG Signals during Isotonic Exercise

Su-Yong Hong, Sung-Ho Lee, Hyung-Ro Yoon, Sang-Hyun Cho*

Department of Biomedical Engineering, Department of Rehabilitation Therapy*,

College of Health Science, Yonsei University

(Received June 26, 2002. Accepted July 3, 2003)

요약 : 근피로 연구는 주로 등척성(isometric)운동에서 수행되었고 등장성(isotonic)운동에서 얻은 근전도 신호는 통제하기 힘든 잡음이 많아 등척성운동에서 사용된 주파수분석기법을 동일하게 적용하였을 때 신뢰할만한 중앙주파수 자료와 근피로 판정용 변수를 구하는데 어려움이 있었다. 이에 본 연구에서는 등장성운동에서 측정된 근전도신호의 중앙주파수 검출방법에 따른 근피로 판정 변수들의 차이를 비교해 보고자 하였다. 이를 위해 동일한 근전도신호를 가지고 FFT 수행간격과 연속적인 FFT구간의 중첩비율을 다르게 하여 중앙주파수를 검출하고 이들의 선형회귀직선을 구하여 회귀직선상의 변수인 초기중앙주파수, 기울기, 근피로지수를 비교한 결과, 초기중앙주파수의 경우 FFT 수행간격이 넓을수록 조금씩 상승하는 것으로 나타났고, 기울기의 경우 FFT 수행간격이 넓을수록, 중첩구간이 적을수록 기울기의 감소경향이 뚜렷하게 나타났다. 근피로지수의 경우는 특정 FFT 수행간격에서 가장 높은 수치를 나타냈다.

Abstract : Studies of muscle fatigue have mostly been checked under isometric exercise. However EMG signals from isotonic exercise generate uncontrollable noise, so there were difficulties in gathering reliable median frequency and muscle fatigue index if frequency analysis was equally applied in isometric exercise. This study tried to compare the differences of muscle fatigue determinant variables in terms of median frequency searching methods of EMG signal, which was estimated in isotonic exercise. To accomplish this, we determined median frequency by using different FFT intervals and overlapping ration of consecutive FFT sections under the same EMG signal, and then searched for a linear regression line, and compared initial median frequency, slope, and muscle fatigue index which were variables under the linear regression line. In result of comparison, initial median frequency was more elevated as FFT exercise interval became larger. The slope of the linear regression line showed distinguishable decreasing tendency as FFT intervals were larger and overlapping sections were smaller. Significant tendency of muscle fatigue index in FFT interval was shown by high muscle fatigue index in specific FFT intervals.

Key words : Muscle fatigue, Frequency analysis, Median frequency, EMG

서론

근육의 피로는 근 장력을 최대로 유지시킬 수 있는 능력의 손실[1-3], 또는 예상되었던 근력을 유지하지 못하는 상태 [4-7], 장시간 또는 과도한 활동으로 인해 야기되는 불쾌, 능률 저하 그리고 자극에 대한 반응능력의 상실[8]로 정의된다. 근

본 연구는 과학기술부·한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RRC)의 지원에 의한 것입니다.

통신저자 : 홍수용, (220-120) 강원도 원주시 태장동 1720-26

원주의료기기 산업기술단지 118호

Tel. 033-734-1855

근피로를 측정하는 방법은 표면전극을 통해 획득한 근전도 신호의 주파수 스펙트럼 분석에 의한 중앙주파수(median power frequency)와 평균주파수(mean power frequency)값을 구하는 방법이다[9,10]. 주파수 스펙트럼 분석 기법은 전극에 의한 영향이 상대적으로 적고, 운동을 지속할수록 근전도 주파수 스펙트럼이 저주파 대역으로 이동하는 것은 근피로의 징후로 받아들여졌고, 많은 연구자들에 의해 입증되어 왔다[6,10,11].

주파수 분석에서 일반적으로 국소적 근피로 징후로 사용되는 두 가지 대표적인 변수는 평균주파수(mean power frequency: MNF)와 중앙주파수(median power frequency: MDF)인데, 중앙주파수는 근육 전도 속도, 온도 등의 근육 관련 변수들에 대한 신뢰할 수 있는 지표이며[12,13], 평균주파수보다 다소 잡음에 강한 것으로 알려져 있으므로 근피로를 측정할 때 대표적인 변수로 널리 사용되고 있다[11]. 그러나 이와 같은 근피로 연구는 주로 등척성(isometric)운동에서 수행되었고, 등장성(isotonic)운동에서 얻은 근전도 신호는 통계가 힘든 잡음이 많아 신뢰할 만한 중앙주파수 자료를 얻는데 어려움이 있었다[6][10]. 그러나 최근, 등장성 운동에서 얻은 근전도 신호의 주파수 분석 자료에 디지털 필터를 추가한 새로운 기법으로 근전도 신호를 처리하였을 때 중앙주파수의 편차를 줄여서 의미 있는 감소 추세를 구할 수 있었다[14]. 또한 디지털 필터로 처리한 중앙주파수의 시간에 따른 회귀직선은 동일한 대상자 내에서는 반복성이 신뢰할만하고, 대상자간에는 유의한 차이가 있었음을 밝혔다[15]. 근전도 중앙주파수 회귀직선상의 초기 중앙주파수와 기울기가 근 섬유 조성 비율과 연관성이 있고, 근육의 지구력과 근육의 피로감수성을 예측하는데 의미가 있어[15], 회귀직선 분석기간을 운동지속시간의 초반 1/3구간, 초반 1/2구간, 전체구간으로 나눠 초기 중앙주파수, 기울기 변화 경향을 살펴 본 결과 운동지속시간 중 초기 구간만 보아도 충분하다는 결론을 얻었다[16]. 이와 같은 결과에 비추어 볼 때 근전도 신호로부터 중앙주파수를 검출하고 회귀분석을 하여 시간에 대한 감소추세를 이용하여 근피로를 검출하는 알고리즘의 임상적인 타당성 및 효용성은 어느 정도 검증되었다. 그러나 중앙주파수를 검출하는데 있어 FFT 수행간격을 비롯한 주파수 분석방법은 버스트(burst)신호가 존재하는 등장성 운동에서는 매우 중요한 영향을 미칠 수 있고, 원칩 마이크로 프로세서를 이용하여 휴대용 시스템을 구성하는 경우에는 MCU의 속도와 하드웨어의 한계에 의해 제약을 주는 요인이 될 수 있으나 이에 대한 연구는 부족하다. 이에 본 연구에서는 주파수 분석기법이 근피로 측정 알고리즘에 미치는 영향을 알아보기 위해 동일한 근전도 신호를 대상으로 FFT 실시간과 연속적인 FFT 구간의 중첩비율을 달리하여 얻은 중앙주파수 자료로부터 얻은 회귀직선상의 변수를 비교하여 보았고, 이를 바탕으로 효율적인 주파수 분석기법을 결정하여 근피로 측정 시스템 설계의 지표를 제공하고자 하였다. 이와 같은 연구 결과를 바탕으로 근 피로를 정량적으로 기록하고 모니터 할 수 있는 근피로 측정 시스템을 만들 수 있다면, 물리치료실이나 체력훈련시설에서 근력강화 운동과 지구력 운동을 시행할 때

근 피로에 관한 객관적 자료를 쉽게 확인할 수 있게 되므로 효율적인 훈련과 평가에 큰 도움이 될 것이다.

근피로 측정 하드웨어 구성

본 연구에서 근피로를 측정하기 위하여 설계한 하드웨어 시스템은 근전도 신호 측정 증폭부, 디지털 제어부, 분석결과 표시부로 구성되어 있다.

1. 근전도 신호 증폭부

표면 전극을 통해 측정된 근전도 신호는 Low noise, precision 특성을 가진 instrumentation amp인 Amp01 (analog device, USA)의 입력으로 들어온다. Amp01은 offset 조정기능과 100M Ω 입력임피던스 특성을 가지고 있으며, 입력된 근전도 신호는 Amp01을 통해 60배로 증폭하였다. 근피로를 측정하기 위한 근전도 신호의 의미 있는 주파수 대역은 주로 30Hz에서 500Hz 미만으로 밝혀져[3], 이 주파수 대역의 신호만을 얻기 위해 30Hz 6차 고역통과 필터를 설계하였고 전압이득은 4로 하였다. 고역 통과 필터를 통과한 신호는 다시 전압이득이 4인 500Hz 6차 저역통과 필터를 통과하도록 설계하여 30Hz-500Hz 대역통과 필터를 설계하였고, 전압이득은 총 16배로 하였다. 신호는 다시 전원 잡음을 제거하기 위해 설계한 60Hz notch 필터를 통과하도록 설계하였다. 마지막으로 Optically coupled isolation amplifier인 ISO100 (burr-brown)을 사용하여 signal isolation을 하여 최종 출력을 얻었다.

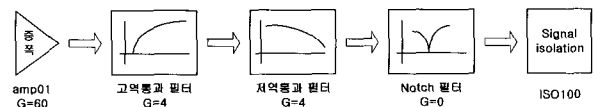


그림 1. 근전도 신호 증폭부 개략도

Fig. 1. EMG signal amplifier block diagram

2. 디지털 제어부

디지털 제어부는 80296SA(intel, USA) 마이크로 컨트롤러를 사용하였고 시스템 프로그램은 IAR C-compiler(IAR, USA)를 이용하여 ANSI-C 언어를 사용하여 작성하였다. 근전도 신호의 A/D 변환은 12bit A/D 변환기인 AD7891(analog device, USA)를 사용하였으며, 16bit 1M byte 용량의 DRAM에 저장하였다. 1024Hz의 표본주파수로 8초간 근전도 신호를 측정하여 RMS(Root Mean Square)을 구해 최대 RMS 값을 결정하였다. 최대 RMS 값의 20% 이상되는 신호만 받아들여 DRAM에 저장하고 최대 RMS 값에 대한 비율로 입력신호의 크기를 바 그래프로 표시하였다. 최대 RMS값의 20% 이하 되는 신호가 1초 이상 지속되면 근육의 피로 시점으로 판단하여 근전도 측정을 종료하였다. 마이크로 컨트롤러는 근전도 신호의 측정이 완료되면 저장된 근전도 신호를 꺼내서 파워 스펙트럼을 구해 측정 신호의 중앙주파수를 검출하고 중앙주파수

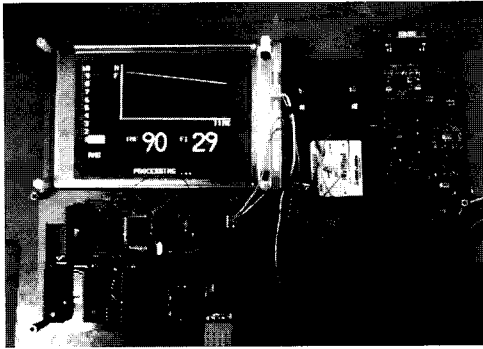


그림 2. 근피로 측정 시스템 하드웨어
Fig. 2. Muscle fatigue estimating system

자료에 대한 회귀직선을 구해 근피로지수, 초기 중앙주파수, 회귀직선을 Graphic LCD에 표시하고 flash ROM에 결과 값을 저장하였다.

3. 분석결과 표시부

분석결과 표시부는 320×240 graphic LCD (nanya, taiwan)를 이용하여 표시하였고 thermal 프린터(우심시스템, korea)에도 결과 값을 출력하였다. 근전도 신호 측정 동안에 신호의 크기를 바 그래프 형식으로 실시간 표시하였고 저장된 신호를 가지고 주파수 분석이 종료되면 근피로지수와 초기 중앙주파수를 숫자로 표시하였으며, 중앙주파수와 회귀직선을 그래프로 나타내었다. 그림2는 완성된 근피로측정 시스템의 모습이다.

연구 방법

1. 근전도 신호 측정

건강한 20대 초반의 성인 10명을 대상으로 위팔두갈래근(biceps brachii muscle)과 가쪽넓은근(vastus lateralis muscle)의 최대 등척성 수축(maximal isometric contraction)을 통한 최대 장력(maximal tension)을 Dynamometer (Preston, MI, USA)를 사용하여 두 번 반복 측정하여 최대값을 취해 등장성 운동을 실시할 때 근력에 저항을 부여하기 위한 기준으로 정하였다. 각 근육에서 측정된 최대 등척성 수축 시 평균 수축력은 위팔두갈래근이 20.65kg이었고, 가쪽넓은근은 35.50kg이었다. 근전도 신호를 측정하기 위한 표면전극은 AE-131 (NeuroDyne Medical Corp. MA, USA)을 사용하였으며, 전극 부착 위치는 위팔 두 갈래근의 경우 90°굽힘 시 축진되는 근 힘살의 아래쪽 1/3 지점으로 선정하여 근육 수축에 따라 근 힘살(muscle belly)의 위치가 변하는 것을 고려하였고, 가쪽넓은근의 경우 180°펴기 시 축진되는 근 힘살의 아래쪽 1/3 지점으로 선정하였다[15,16]. 피부 표면은 전극을 부착하기 직전에 알콜로 청결하게 하여 피부저항을 최소화하고, 알콜이 마른 후에 전극을 부착하였다. 등장성 운동은 각 근육의 최대 등척성 수축력 50% 부하로 편안한 굽힘-펴기(flexion-extension)

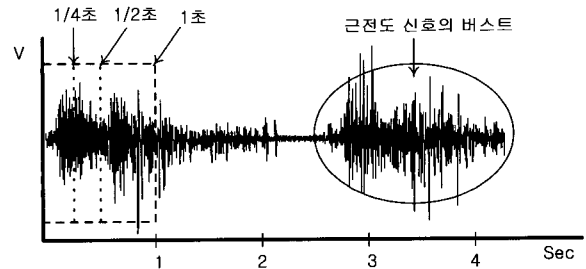


그림 3. 근전도 신호의 FFT 수행간격
Fig. 3. FFT interval of EMG signal

빠르기로 굴곡(flexion)과 신전(extension)을 유도하면서, 메트로놈에 맞추어 1분에 25회 반복(1회 반복에 2.4초 소요됨)하여 수행하였다. 4~5회 연습한 직후에 저항(weight)을 연결하고 주기적인 등장성 운동(cyclic isotonic exercise)을 시작함과 동시에 근전도 신호를 기록하였다. 대상자가 국소적 근피로로 인하여 지정된 운동의 박자를 더 이상 유지하지 못하겠다고 의사표현을 한 시점에서 운동을 중지하고 근전도 신호의 측정을 종료하였다. 등장성 운동 시 적용된 평균부하는 위팔두갈래근이 9.05kg, 가쪽넓은근은 17.65kg이었다.

2. 근전도 신호의 중앙주파수 검출

근전도 신호의 주파수 분석을 위해 파워스펙트럼 분석을 사용하였다. 이를 위해 전통적인 방법인 radix-2 알고리즘을 이용하여 FFT를 수행하였다. 또한 주파수 성분이 근접해 있지 않고 아주 작은 성분까지도 검출할 필요가 있는 경우에 많이 사용하는 창함수로 해닝(Hanning) 윈도우 함수를 사용하였다. 등장성 운동을 수행하며 근전도 신호를 기록할 때 메트로놈에 맞춰 1분에 25회 굽힘-펴기 운동을 반복하도록 유도하였으므로 근전도 신호 버스트(burst)는 평균 2.4초에 한번씩 나타났다. 이에 대한 최적의 FFT 수행간격을 알아보려고 FFT 수행간격을 1/8초, 1/4초, 1/2초, 1초로 가변하여 수행하였다.(그림3).

근전도 신호의 버스트는 평균 2.4초의 주기로 나타나지만 버스트 내부의 신호는 비주기 신호이므로 파워 스펙트럼은 표본주파수의 1/2 되는 모든 주파수를 포함하고 있다고 할 수 있다. 따라서 한 구간의 스펙트럼을 대표하는 주파수를 구할 필요가 있는데, 본 연구에서는 식(1)을 이용한 중앙주파수 검출방법을 사용하였다.

$$\int_0^{f_{med}} S_m(f) df = \int_{f_{med}}^{N-1} S_m(f) df \quad (1)$$

여기서 $S_m(f)$ 는 파워스펙트럼에서 주파수성분의 크기인 $|X[k]|^2$ 를 의미하고, f_{med} 는 중앙주파수, N은 파워스펙트럼의 주파수 인덱스 k 를 의미한다(그림4). 그림4는 FFT를 통해 구한 1주기 파워 스펙트럼에서 중앙주파수의 위치를 도시한 것이다. 중앙주파수를 기준으로 좌측과 우측의 적분 값이 같아

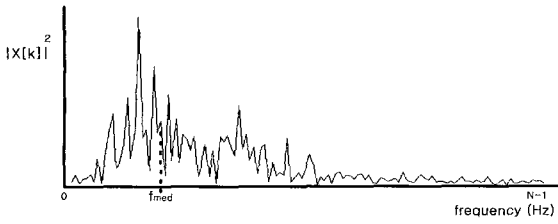


그림 4. 1주기 파워 스펙트럼에서의 중앙주파수 검출
Fig. 4. Detection of median frequency from one period power spectrum

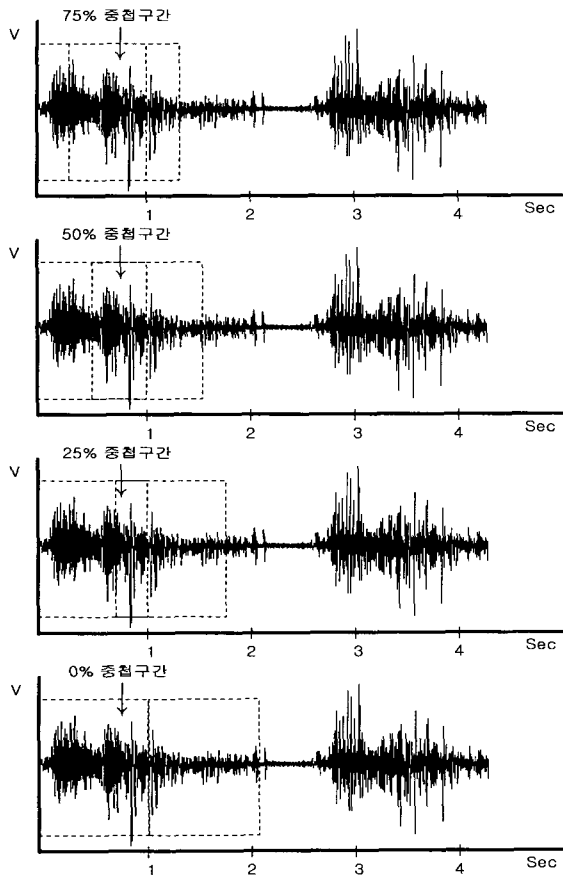


그림 5. 연속적인 FFT 수행 시 중첩구간
Fig. 5. Overlapping ratio of the consecutive FFT

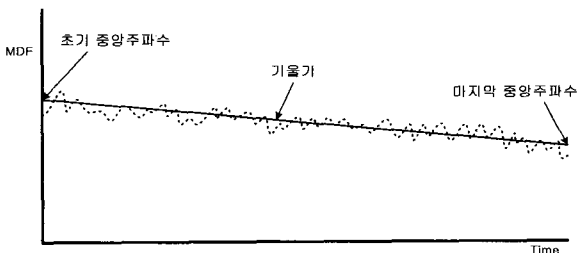


그림 6. 중앙주파수 회귀직선상의 변수
Fig. 6. The variables under the linear regression line

지는 지점을 중앙주파수로 결정하였다.

등척성 운동과 달리 등장성 운동에서는 근육의 길이가 변하기 때문에 근전도 신호에 버스트 신호들이 나타나서 시간경과에 대한 주파수 변화를 만족스럽게 나타내지 못한다[7][12]. 따라서 FFT 윈도우 구간들 간의 중첩을 허용한 연속적 FFT 방법을 사용하여 FFT 윈도우의 수를 늘려 보다 많은 중앙주파수 자료를 얻고자 하였다. 때문에 본 연구에서는 최적의 중첩구간을 알아보기 위해 FFT 윈도우들 간의 중첩구간을 75%, 50%, 25%, 0%로 가변 하여 연속적인 FFT를 실시하여 중앙주파수를 검출하였다(그림5).

3. 근피로지수 결정

연속적인 FFT를 통해 얻은 중앙주파수 자료로부터 직접 시간에 대한 추세변화를 보기는 쉽지 않다. 이 문제의 해결을 위해서 시간 t에 대한 중앙주파수 변화의 선형 회귀 분석을 하였다. 1차 선형회귀직선의 식을 $y(x) = b_1x + b_0$ 라 가정하고 b_1 과 b_0 를 구하면 식(2)와 같다.

$$b_1 = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}, \quad b_0 = \frac{\sum y_i - b_1 \sum x_i}{n} \quad (2)$$

여기서 n은 데이터 개수, x_i 는 i 번째 x 축의 값, y_i 는 i 번째 y 축의 값을 나타낸다. b_1 은 회귀직선의 기울기가 되고 y절편 b_0 은 회귀직선의 초기 중앙주파수가 된다.

근전도 신호로부터 얻어진 중앙주파수의 시간에 대한 변화 경향을 보기 위해 구한 회귀 직선으로부터 그림6과 같이 초기 중앙주파수(Initial median frequency;IMDF) 값과 기울기(slope), 근피로지수(fatigue index; FI)를 식(3)을 이용하여 구했다[15-17]

$$\text{피로지수} = \frac{\text{초기중앙주파수} - \text{마지막중앙주파수}}{\text{초기중앙주파수}} \times 100 \quad (3)$$

따라서 근피로지수란 시간 경과에 따른 근전도 신호 중앙주파수의 감소율로 정의할 수 있다.

결과 및 고찰

등장성 운동시 측정된 근전도 신호는 등척성 운동과 달리 버스트(burst)신호들이 존재하므로 주파수 분석방법에 따라 근피로 판정용 변수들이 다르게 나올 수 있다. 이에 본 연구에서는 근피로 판정용 변수로 ①근육의 단련정도를 알 수 있는 초기중앙주파수[15,16]와 ②시간에 따른 주파수 변화를 알 수 있는 회귀직선의 기울기, ③근육의 피로 정도를 수치로 나타낼 수 있는 근 피로지수를 선정하여 이들이 주파수 분석 방법에 따라 어떤 변화를 보이는지 알아보았다. 이를 위해 근전도 신호를 측정하여 저장한 후, 이 때 기록한 근전도 신호를 가지고

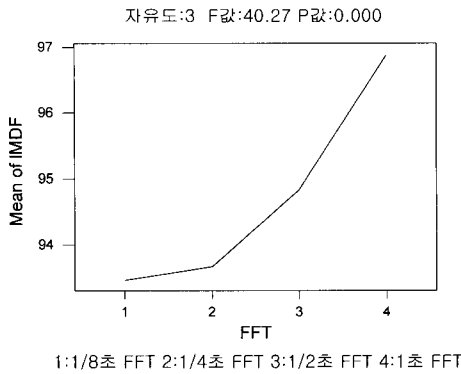


그림 7. FFT 수행간격에 따른 초기중앙주파수 변화
Fig. 7. The change of initial median frequency in terms of FFT interval

FFT 수행간격을 최소 1/8초에서 1초까지 변화를 주었고 연속적인 FFT를 실시함에 있어 중첩구간을 최소 0%에서 최고 75%까지 단계적으로 변화를 주어 중앙주파수를 검출하였다. 이렇게 구한 중앙주파수 자료로부터 선형회귀직선을 구해 초기 중앙주파수, 기울기, 근피로지수 값을 검출한 후 FFT 수행간격과 중첩구간에 따른 차이를 비교하여 보았다. 비교방법으로 분산분석(ANOVA)의 일종인 일반선형모형(General Linear Model)을 이용하여 유의수준 P값은 0.05로 하여 FFT 수행간격과 중첩구간의 차이가 근피로 판정용 변수인 초기중앙주파수와 기울기, 근피로지수에 영향을 미치는지 알아보았다. 통계분석은 MINITAB Release 13.20(Minitab Inc, USA)을 사용하였다.

1. 초기중앙주파수 비교

FFT 수행간격에 따른 회귀직선상의 초기 중앙주파수 값(회귀직선의 y절편)을 비교한 결과를 그림7에 나타내었다. 비교 결과, 유의수준 $P < 0.05$ 로 나타나 FFT 수행간격이 초기중앙주파수 변화에 유의한 영향을 미치며, FFT 수행간격이 넓어질수록 초기중앙주파수가 상승되는 것으로 나타났다. 이는 신호의 초기에 FFT 수행간격이 넓어질수록 근전도 신호의 버스트 구간을 포함할 확률이 높아지기 때문으로 보인다. 즉 버스트 신호는 2.4초마다 주기적으로 나타나는데 FFT 구간이 1/8초보다는 1초가 버스트 신호를 보다 많이 포함할 수 있고, 버스트 신호 내부에는 다른 신호보다 고주파 성분이 많이 존재하기 때문이다.

연속적인 FFT를 실시할 때 중첩구간에 따른 회귀직선상의 초기 중앙주파수 값(회귀직선의 y절편)을 비교한 결과 유의수준 $P > 0.05$ 로 나타나 중첩구간이 초기중앙주파수 변화에 유의한 영향을 미치지 못하는 것을 알 수 있다. 따라서 초기 중앙주파수를 검출하는데 있어 중첩구간은 영향을 미치는 요인으로 볼 수 없다.

2. 기울기 비교

FFT 수행간격에 따른 회귀직선상의 기울기를 비교한 결과

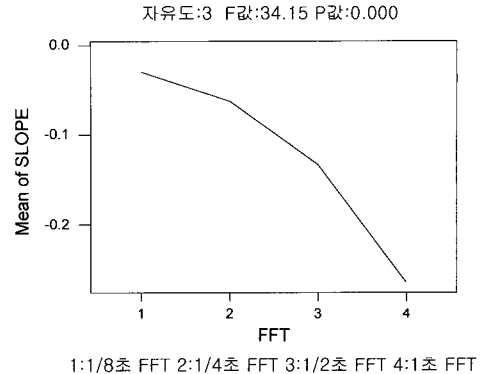


그림 8. FFT 수행간격에 따른 기울기 변화
Fig. 8. The change of slope in terms of FFT interval

를 그림8에 나타내었다. 비교 결과, 유의수준 $P < 0.05$ 로 나타나 FFT 수행간격이 기울기 변화에 유의한 영향을 미치며, FFT 수행간격이 넓을수록 기울기가 보다 많이 감소하는 것(음수이므로)으로 나타났다. 이런 결과의 원인은 FFT 수행간격이 좁을수록 신호를 전반적으로 작게 쪼개서 분석을 하게 되므로 근전도 신호의 버스트를 충분히 포함하여 분석하지 못하게 되어 버스트 신호 내부의 고주파 성분의 변화를 충분히 분석하지 못하고, 반면에 FFT 간격이 넓을수록 근전도 신호의 버스트를 보다 많이 포함하여 분석할 수 있으므로 버스트 신호 내부의 주파수 성분을 보다 많이 분석할 수 있기 때문으로 보인다. 그러나 주파수 간격을 너무 넓히면 중앙주파수 자료가 부족하게 되어 충분한 분석을 할 수 없게 된다. 따라서 근전도 신호의 버스트 간격보다 짧은 구간에서 FFT 수행간격이 넓을수록 회귀직선상의 기울기의 감소는 보다 크게 나타난다고 할 수 있다.

연속 FFT 실시할 때 중첩구간에 따른 회귀직선의 기울기를 비교한 결과를 그림9에 나타내었다. 비교 결과, 유의수준 $P < 0.05$ 로 나타나 중첩구간이 기울기 변화에 유의한 영향을 미치며, 중첩구간이 넓을수록 기울기가 작아지는 것으로 나타났다. 결국 중첩구간이 많을수록 많은 중앙주파수 자료를 얻을 수 있으나, 이는 이동 평균 필터의 역할을 하여 중앙주파수 변화를 완화시키는 역할을 하기 때문으로 보인다. 따라서 시간경과에 대한 중앙주파수의 감소경향은 회귀직선상의 기울기로 표현할 수 있으므로 동일한 FFT 수행간격에서 중첩구간을 작게 할수록 기울기는 보다 크게 감소한다고 할 수 있다.

3. 근피로지수 비교

FFT 수행간격에 따른 근피로지수의 비교 결과를 그림10에 나타내었다. 비교 결과, 유의수준 $P < 0.05$ 로 나타나 FFT 수행간격이 근피로지수 변화에 유의한 영향을 미치며, FFT 수행간격이 1/2초 일 때 가장 높은 근피로지수를 나타내는 것을 알 수 있다. 근피로 판정식 식(4)에서 살펴보면 초기 중앙주파수가 FFT 간격이 넓을수록 조금 높게 나타나도 전체적인 수식 값에서는 큰 영향을 미치지 않는다고 볼 수 있다. 따라서 동일

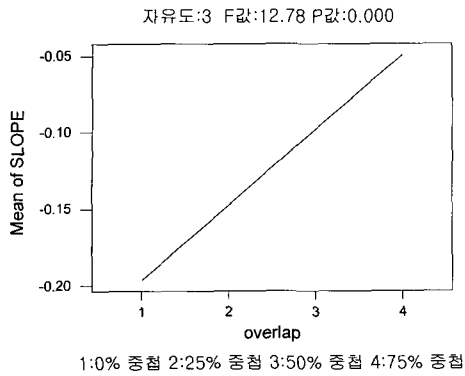


그림 9. 중첩구간에 따른 기울기 변화

Fig. 9. The change of slope in terms of overlapping ratio

한 근전도 신호를 가지고 근피로지수를 검출할 때 FFT 수행 간격을 1/2초로 하는 것이 가장 높은 근피로지수를 얻을 수 있다고 할 수 있다.

연속적인 FFT를 실시할 때 중첩구간에 따른 근피로지수를 비교한 결과, 유의수준 $P > 0.05$ 로 나타나 중첩구간이 근피로지수 변화에 유의한 영향을 미치지 않는 것을 알 수 있다. 근피로 판정식 식(4)에서 살펴보면 중첩구간에 따른 초기 중앙주파수 값이 유의한 차이가 없어 결국 근피로지수에도 중첩구간에 따른 유의한 차이가 없다고 볼 수 있다. 이상의 결과를 종합하여 보면 회귀직선상의 변수들 중에서 초기중앙주파수, 기울기, 근피로지수 모두 FFT 수행간격에 따라 유의한 차이($P < 0.05$)를 보였다. 기울기는 FFT 간격이 넓을수록 그리고 중첩구간이 작을수록 기울기 감소가 커지는 경향을 보였다. 그러나 기울기 자체의 값은 -0.5 미만의 작은 값에서 변하는 것이므로 근피로지수 자체에 큰 영향을 주지는 못하는 것으로 나타났다. 또한 초기 중앙주파수의 경우도 FFT 간격이 넓을수록 조금씩 상승하는 경향을 보였으나 근피로지수 판정식에서 살펴보면 큰 영향을 주지 못하는 것으로 나타났다. 따라서 식 (4)의 근피로 판정식은 주파수분석 방법에 따른 영향을 적게 받는 것을 알 수 있었다. 그러나 근피로지수의 경우는 FFT 수행간격이 1/2 초 일 때 가장 높은 근피로지수를 나타내었다. 중첩구간에 따른 차이를 살펴보면 중첩구간을 늘리는 것은 중앙주파수 자료를 보다 많이 얻을 수 있으나 회귀직선상의 변수들에는 기울기를 제외하고 의미 있는 영향을 주지 못하였다($P > 0.05$). 기울기의 경우도 FFT 수행간격에 따른 변화와 마찬가지로 -0.5 미만의 작은 값에서의 변화이므로 근피로지수에는 큰 영향을 미치지 못하였다.

결 론

본 연구에서 설계한 근피로 측정 시스템을 이용하여 근전도 신호의 중앙주파수 검출방법에 따른 근피로 판정 변수들의 변화를 살펴 본 결과, 회귀직선상의 초기 중앙주파수는 FFT 수행간격이 넓을수록 높게 나타났으며($P < 0.05$) 중첩구간에 따른

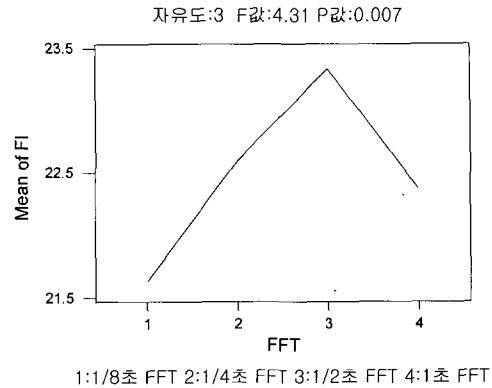


그림 10. FFT 수행간격에 따른 근피로지수 변화

Fig. 10. The change of fatigue index in terms of FFT interval

유의한 차이는 없었다($P > 0.05$). 회귀직선상의 기울기는 FFT 수행간격이 넓을수록, 중첩구간이 적을수록 기울기의 감소경향은 크게 나타났다($P < 0.05$). 근피로지수 결정에는 초기 중앙주파수의 변화가 큰 영향을 미치지 못했으며, 기울기의 변화도 -0.5 미만이었어서 큰 영향을 미치지 못하였다. 근피로지수는 1/2초 간격으로 FFT를 수행할 때 근피로지수가 높게 나타났고($P < 0.05$), 중첩구간에 따른 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$).

참 고 문 헌

1. Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, and Vollestad NK. 1986. "Fatigue of submaximal static contractions". Acta physiol Scand Suppl, vol 556, p137-148
2. Vollestad NK, Sejersted OM, Bahr R, Woods JJ, and Bigland-Ritchie B. 1988. "Motor drive and metabolic responses during repeated submaximal contractions in humans". J Appl Physiol, vol 64, p1421-1427
3. Vollestad NK. 1997. "Measurement of human muscle fatigue". J Neurosci Methods, vol 74, p219-227
4. 박홍식, 이강목. 1991. "등척성 수축에 의한 피로와 근육의 전기적 신호변화". 대한재활의학회지, 제15권2호, p212-219
5. 손민균, 윤여삼, 전계호. 1998. "만성 요통환자에서 요추근의 근전도 주파수 분석". 대한재활의학회지, 제22권1호, p68-76
6. Doud JR, and Walsh JM. 1995. "Muscle fatigue and muscle length interaction : effect on the EMG frequency components". Electromyogr Clin Neurophysiol, vol 35, p331-339
7. Edwards RHT. 1983. "Biochemical bases of fatigue in exercise performance : Catastrophe theory of muscular fatigue". In : Knuttgen HG, Vogel JA, Poortmans J. Biochemistry in Exercise. Champaign : Human Kinetics, 3-28

8. 이우주. 1996. "필수 의학사전". 아카데미서적
9. 이영희, 전세일, 박창일. 1994. "자발적 수축시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성". 대한재활의학회지, 18, p311-327
10. Ament W, Bonga GJ, Hof AL, and Verkerke GJ. 1993. "EMG median power frequency in an exhausting exercise". J Electromyogr Kinesiol, vol 3, p214-220
11. Basmajian JV, and De Luca CJ. 1985. "Muscle Alive, Their functions revealed by electromyography". 5th ed. Baltimore : Williams & Wilkins
12. Merletti R, Sabbahi MA, and De Luca CJ. 1984. "Median frequency of the myoelectric signal : effects of ischemia and cooling" Eur J Appl Physiol, vol 52, p258-263
13. Muro M, Nagata A, Murakami K, and Moritani T. 1982. "Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions". Am J Phys Med, vol 61(5), p244-254
14. 조상현. 2000. "근전도 중간주파수 변화를 이용한 근피로 측정방법 및 시스템". 10-2000-0046703. 연세대학교, 주식회사바이오트론
15. 옥준영. 2000. "등장성 운동시 근전도 중앙주파수 변화에 대한 회귀직선의 신뢰도 평가". 석사학위논문. 연세대학교 대학원, 재활학과
16. 김유미. 2001. "등장성 운동시 회귀분석기간에 따른 근전도 중앙주파수 회귀직선의 특징". 석사학위논문. 연세대학교 대학원, 재활학과