

다중 파라미터를 이용한 동적 수축시 허리 근육 피로 측정에 관한 연구

論 文

55D-7-7

A Study on the Measurement of Back Muscle Fatigue During Dynamic Contraction Using Multiple Parameters

尹重根* · 鄭徹奇** · 呂松弼*** · 金成煥†

Jung-Gun Yoon · Chul-ki Jung · song-Phil Yeo · Sung-Hwan Kim

Abstract - The fatigue of back muscle in the repetitive lifting motion was studied using multiple parameters(FFT_MDF, RMS, ZC, NT) in this study. Recent developments in the time-frequency analysis procedures to compute the IMDF(instantaneous median frequency) were utilized to overcome the nonstationarity of EMG signal using Cohen-Posch distribution. But the above method has a lot of computation time because of its complexity. So, in this study, FFT_MDF(median frequency estimation based on FFT) algorithm was used for median frequency estimation of back muscle EMG signal during muscle work in uniform velocity portion of lumbar movement. The analysis period of EMG signal was determined by using the run test and lumbar movement angle in dynamic task, such as lifting. Results showed that FFT_MDF algorithm is well suited for the estimation of back muscle fatigue from the view point of computation time. The negative slope of a regression line fitted to the median frequency values of back muscle EMG signal was taken as an indication of muscle fatigue. The slope of muscle fatigueness with FFT_MDF method shows the similarity of 77.8% comparing with CP_MDF(median frequency estimation based on Cohen Posch distribution) method.

Key Words : Multiple Parameter, Surface EMG, Dynamic Contraction, Run Test, Stationary, Muscle Fatigue

1. 서 론

산업이 발전함에 따라 요통(low back pain:LBP)을 호소하는 환자의 수는 기하급수적으로 늘어나고 있다. 1999년 통계청 지정 통계(승인번호 38001호)에 따르면 우리나라 산업 재해 중 근골격계 질환의 67.3%가 등근육계 질환임을 알 수 있다. 일반적으로 요통은 리프팅(lifting) 작업이나 물건을 옮기는 등의 동적인(dynamic) 활동에 의해 발생된다.

근육의 활동은 근전도(electromyography: EMG)로 측정되며 동적인 활동에서 취득된 근전도 신호는 등척성 수축에서 가정한 정상성(stationary)을 가질 수 없으므로 비정상(nonstationary) 신호 처리 기법을 사용해야 한다. 비정상 신호의 주파수 특성을 관찰하기 위한 기법으로 코헨 클래스(Cohen's class)의 시간-주파수 분포(time-frequency distribution)가 제시되었다[1]. 시간-주파수 평면상에서 근전도 신호의 전력 스펙트럼 변화는 순간 중간 주파수(Instantaneous Median Frequency: IMDF)를 정의함으로써 분석 되어왔다[2][3]. 순간 중간 주파수는 신호 대 잡음비(signal to noise ratio:SNR)에 따라 값의 변화가 크고 연산

시간이 많이 걸리는 단점이 있으므로 근육 피로 추정을 위한 새로운 방법이 필요하다.

본 논문에서는 허리 근육에서 취득한 근전도 신호와 허리 움직임 각도 데이터를 동시에 취득하여 근육 피로 해석에 유효한 분석 구간을 결정하였다. 분석 대상 구간의 근전도 신호를 고속 푸리에 변환(FFT)하여 근육 피로의 지표(index)인 전력 스펙트럼의 중간 주파수(median frequency)를 구하는 FFT_MDF(median frequency estimation based on FFT) 방법을 제안하고 RMS(root mean square), 영점 교차수(zero crossing number: ZC), 턴 수(number of turn: NT) 등의 다중 파라미터를 이용하여 반복적 리프팅 운동에서의 허리 근육 피로에 관한 연구를 하였다.

본 연구에서는 반복적 리프팅 운동에서 정상성을 나타내는 근전도 신호 분석 구간을 허리 각도 데이터와 런 테스트(run test)를 사용하여 결정하고 기존의 CP_MDF(median frequency estimation based on Cohen Posch distribution) 방법[2]과 FFT_MDF 방법의 연산 시간을 비교 검토 하였다.

2. 동적 수축시 허리 근육 피로 측정법의 제안

코헨 클래스의 시간-주파수 분포는 기존의 시간-주파수 분석 기법들보다 높은 해상도를 가지며 분포 함수의 특성들이 근전도 신호 해석에 적합하다[2][4]. 그러나 이 방법들은 잡음에 대하여 값의 변화가 크고 연산 시간이 많이 걸려서 한명의 피실험자의 근피로 해석에 많은 시간이 필요하다. 그러므로, 본 논문에서는 근전도 신호와 허리 운동 각도 데이터를 동기화시켜 실험 데이터를 취득하였다. 반복적 리프팅 운

† 교신저자, 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 교수
E-mail : shkim1@uos.ac.kr

* 正會員 : 한세전자기기 연구소장

** 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 박사과정

*** 正會員 : 한국방송광고공사 책임 연구위원

接受日字 : 2006年 4月 3日

最終完了 : 2006年 5月 15日

동에서의 분석 구간은 근전도 신호와 허리 운동 각도 데이터를 이용하여 설정하였으며 런 테스트를 이용하여 근전도 신호 분석 구간의 정상성을 확인하였다. 피실험자가 반복적으로 상자를 들어 올리는 리프팅 운동을 할 때 근전도 신호의 정상성이 확인된 등속 운동 구간(uniform velocity section)을 선택하여 CP_MDF와 FFT_MDF 및 RMS, ZC, NT등의 파라미터를 비교분석 하였다.

2.1 정적 수축과 동적 수축의 정의

그림 1(a)는 피실험자가 허리운동을 할 때 정적 실험 데이터로 신호의 통계적 특성(확률밀도함수, 평균, 상호상관함수 등)이 시간에 따라 변하지 않는 신호이고 그림 1(b)는 동적 실험 데이터로 신호의 특성이 시간에 따라 변하는 것을 나타내고 있다[5][6].

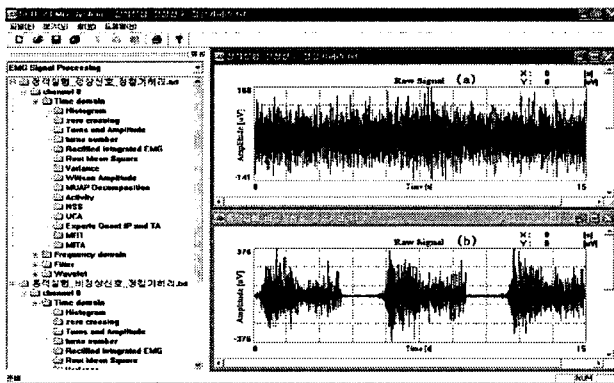


그림 1 정적실험 데이터와 동적실험 데이터
(a) 정적실험 데이터 (b) 동적실험 데이터

Fig. 1 Static and dynamic experimental data
(a) static experimental data
(b) dynamic experimental data

근수축은 등척성 수축(isometric contraction)과 등장성 수축(isotonic contraction)으로 구분된다. 등척성 수축은 벽을 밀 때나 손바닥을 맞대고 밀 때처럼 근육의 길이는 변하지 않고 힘이 발생하는 수축을 말하며, 등장성 수축은 근육에 가해지는 힘은 일정하지만 근육의 길이가 변하는 수축을 말한다. 일반적으로 정적인 운동(static contraction)은 등척성 수축을 하는 운동을 일컫으며 이러한 경우 근전도 신호는 정상성(stationary)을 가정할 수 있어 시간 평면 분석과 주파수 평면 분석을 사용하여 분석할 수 있다. 일반적으로 물건을 들어 올리거나 들고 이동하는 운동들은 동적인 운동(dynamic contraction)으로써 이러한 활동을 하는 동안에 취득된 근전도 신호는 비정상성(nonstationary) 신호이다. 비정상성 신호의 시변(time-varying) 특성을 관찰하기 위하여서는 시간 정보와 주파수 정보를 동시에 고려해야 하기 때문에 시간-주파수 평면 분석 기법을 사용하게 된다. 그러므로 본 논문에서는 허리 운동 각도 데이터와 런 테스트를 사용하여 정상성을 나타내는 신호 구간을 분리하고 FFT_MDF를 수행하여 근육 피로 분석 시간의 단축을 목적으로 한다.

2.2 분석을 위한 구간의 설정

반복적 리프팅 운동에서 한 사이클의 각 구간은 근전도 신호만으로는 판별이 용이하지 않으므로 허리의 각도 데이터를 함께 이용하여 설정하였다. 그림 2는 동적 수축 동작의 과정을 보여주고 있는데 그림 2(b)와 그림 2(c)는 각각 근전도 신호와 허리 각도 데이터를 보여주고 있다.

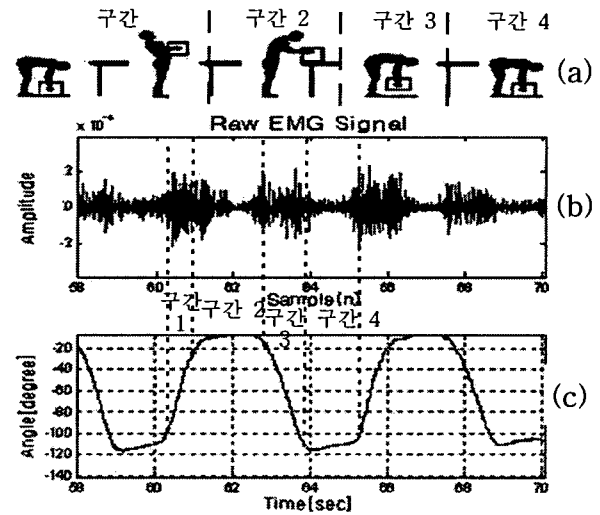


그림 2 동적 수축 동작(반복적 들어 올리기)
(a) 실험 동작(한 사이클)
(b) 허리 근전도 신호(피검자 P, 좌측 L1 근육)
(c) 허리 각도 데이터

Fig. 2 Motion of dynamic contraction(repetitive lifting)
(a) motion of experiment(one cycle)
(b) EMG signal from(subject P, left longissimus thoraces)
(c) angle data of lumbar

그림 2(a)의 구간 1은 상자를 바닥에서 허리 높이로 들어 올리는 동작으로 허리 근육이 활성화된 운동 구간이며 RMS (근신호의 실효치)의 관점에서 근전도 신호가 점차 증가되는 양상을 보인다. 그림 2(c)의 각도 데이터에서 등속 운동 구간임을 알 수 있다. 구간 2는 팔을 굽혀 상자를 선반위에 올려 놓고 쉬는 구간이며 허리의 지탱 각도와 팔 근육의 기여도에 따라 근전도 신호의 양상이 다르게 나타난다. 구간 3은 선반에 올려놓은 상자를 바닥에 내리는 구간이며 중력 방향과 같은 방향으로의 작업이므로 허리 근육의 기여도가 적고 운동 속도가 빠르다. 구간 4는 상자를 바닥에 내려놓고 쉬는 구간이다.

표 1은 그림 2의 동적 수축 운동을 4개의 운동 구간으로 분석한 런 테스트 결과이며 비정상성 구간 수가 가장 적은 그림 2(c)의 구간 1이 분석 구간으로 적절함을 알 수 있다. 분석 구간은 근전도 신호의 분석에 필요한 데이터 개수를 고려하여 그림 2(c)와 같이 등속 구간인 -25도 ~ -95도의 70도 각도 범위를 신호 분석 구간으로 설정하였다.

표 1 비정상성 구간 수(피실험자: P)

Table. 1 Number of nonstationary period(subject: P)

대상 근육	구 간			
	구간 1	구간 2	구간 3	구간 4
longissimus Left	0	3	1	0
longissimus Right	1	5	3	1
iliocostales Left	0	4	2	4
iliocostales Right	0	2	2	1
multifidus Left	0	5	0	0
multifidus Right	0	7	0	5

2.3 런 테스트

런 테스트(run test)는 근전도 실험 데이터로부터 데이터의 런 수(number of runs)를 측정하여 실험 데이터가 일정한 경향(trend)을 갖고 있는지 여부를 검사하기 위해 사용한다. 측정된 데이터가 일정한 경향을 갖고 있는 경우를 비정상성이라고 하고 반대로 일정한 경향을 갖지 않는 경우를 정상성이라고 한다[5].

런은 정의된 부호가 연속적으로 같은 부호를 갖는 관측 데이터들의 분류(category)로 정의되며 본 실험에서는 런 수를 측정하기 위한 데이터의 분류 기준을 중간값(median value)으로 하였다. 측정 데이터를 $x_i (i=1,2,3, \dots, N)$ 이라 하고 중간값을 \bar{x} 로 가정하면 $x_i \geq \bar{x}$ 인 경우를 (+), $x_i < \bar{x}$ 인 경우를 (-)라고 설정한다.

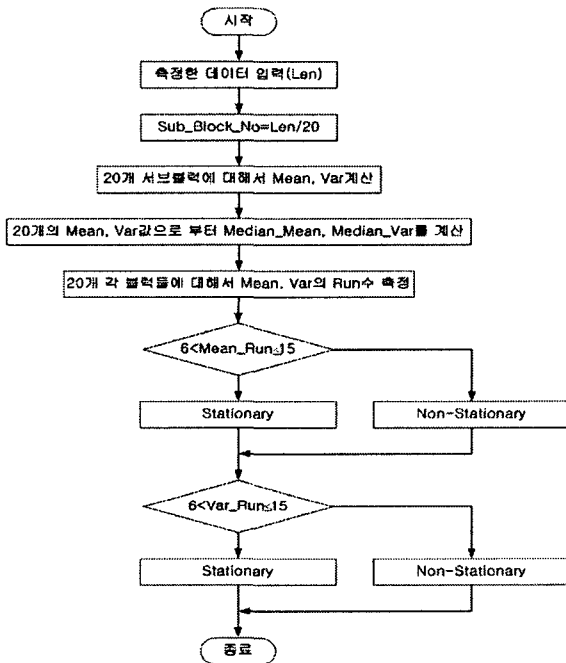


그림 3 런 테스트 흐름도

Fig. 3 Run test flowchart

그림 3은 본 연구에서 수행한 런 테스트 흐름도이다. 입력된 블록 데이터를 20개 단위의 서브 블록(sub block)으로 나눈 다음 서브 블록 데이터들의 평균과 분산의 중간값을 기준

으로 평균과 분산에 대한 런 수를 구한다. 본 연구는 95%의 신뢰도를 가지므로 6보다 크고 15와 같거나 작은 런 수를 얻으면 정상성이라고 판단한다[5].

2.4 다중 파라미터

2.4.1 FFT_MDF

고속 푸리에 변환(FFT)은 이산 푸리에 변환(discrete fourier transform: DFT)을 고속으로 산출하기 위한 알고리즘이다. 근육 피로의 지표인 전력 스펙트럼의 중간 주파수를 구하는 FFT_MDF는 이산 푸리에 변환의 반복 과정을 제거함으로써 이산 푸리에 변환을 보다 빠르게 연산할 수 있으며 식 (1)로 나타낸다.

DFT 정의식에서

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk}, k=0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (1)$$

여기서,

$$W_N = e^{-j \frac{2\pi}{N}}$$

2.4.2 Root Mean Square(RMS)

RMS는 일정한 구간에서 신호의 평균적인 진폭의 크기를 나타내는 지표가 되고 식 (2)와 같이 계산된다.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (2)$$

2.4.3 Zero crossing number(ZC)

영점교차 수는 좌표상 신호 크기의 기준이 되는 원점교차 횟수를 의미하며, 영점교차 횟수가 많다는 것은 신호가 빠르게 변하고 있음을 나타내는 지표가 된다.

$$ZC = \sum_{i=1}^N \text{sgn}(-x_i \cdot x_{i+1}) \quad (3)$$

여기서 N 은 데이터 샘플의 수이고 함수 $\text{sgn}(x)$ 는 x 가 0보다 클 때 1, 0보다 작거나 같을 때 0을 나타내는 함수이다.

2.4.4 Number of turns(NT)

turn은 신호의 극대점이나 극소점을 일컫는 용어로서 수많은 MUAP가 합성되는 과정에서 생성된다.

$$NT = \sum_{i=1}^N \text{sgn}(-(x_{i-1} - x_i)(x_i - x_{i+1})) \quad (4)$$

3. 기존의 허리 근육 피로 측정법

3.1 위그너 빌 분포(Wigner-ville distribution)

코헨 클래스의 시간-주파수 분포는 비정상성 확률 과정에 근거하기 때문에 동적인 근전도 신호와 같은 비정상성 신호 분석을 위한 코헨 클래스의 변환이 상당한 관심을 받아왔다 [7]. 일반적인 코헨 클래스의 변환은 식 (5)와 같이 정의된다.

$$(Dx)(f,t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x(t+\frac{\tau}{2})x^*(t-\frac{\tau}{2})g(\theta,\tau)e^{-j2\pi\theta(t'-t)}e^{-j2\pi f t}d\theta dt' dt \quad (5)$$

여기서 $g(\theta,\tau)$ 는 변환의 커널 함수이며 위그너 빌 분포에서는 $g(\theta,\tau)=1$ 로 설정한다[2].

위그너 빌 분포와 같은 쌍일차(bilinear)변환은 시간-주파수 평면의 분해능이 우수한 장점이 있다. 각 시점에서 단일 주파수 성분(monocomponent)을 가지는 신호의 위그너 빌 분포는 다른 시간-주파수 분포보다 뚜렷한 주파수 분포를 나타내지만 둘 이상의 주파수 성분(multicomponent)을 가지는 신호에 대해서는 간섭 성분이 나타난다[1]. 한 시점에서 N 개의 주파수 성분을 포함하는 경우 서로 다른 신호 성분간의 간섭으로 인하여 $N(N-1)/2$ 개의 간섭 성분이 생기기 때문에 위그너 빌 분포는 복잡한 성분을 가지고 있는 근전도 신호의 처리에는 적합하지 않다.

3.2 최 윌리엄스 분포(Choi-Williams distribution)

위그너 빌 분포 함수의 결과로 발생한 간섭 현상을 효과적으로 제거하기 위해 최 윌리엄스 분포는 지수 함수 커널(kernel)을 사용하였다[8][9]. 최 윌리엄스 분포는 식 (5)의 커널 함수를 아래 식과 같이 정의한다.

$$g(\theta,\tau) = e^{-\theta^2 \tau^2 / \sigma} \quad (6)$$

σ 는 상수값으로 θ, τ 축의 방향으로 진행할 때 커널 함수가 0으로 수렴하는 속도를 특징짓는다. σ 값은 변환의 결과에 직접적인 영향을 미치며 신호의 특성에 따라 선택된다. 근전도 신호에 가장 적절한 σ 값은 1로 알려져 있다[10].

최 윌리엄스 분포는 위그너 빌 분포의 특성들을 유지하면서 효과적으로 간섭 성분을 제거한다.

3.3 코헨 포쉬(Cohen-Posch) 분포 및 순간 중간 주파수(IMDF) 추정

근전도 신호의 주파수 특성 변화를 시간-주파수 분포에서 확인하기 위한 코헨 클래스의 변환은 둘 이상의 주파수 간섭 성분을 제거하는 과정에서 발생하는 왜곡된 값의 수정과 변환 과정에서 발생하는 오차값의 수정을 위한 반복적인 연산 과정을 수반한다.

3.3.1 코헨 포쉬 분포

최 윌리엄스 분포는 간섭 성분이 효과적으로 제거되었지만 음의 값들이 잔재한다. 코헨 클래스의 분포는 에너지 분포를 나타내는 변환이기 때문에 음의 값들은 왜곡된 값이다. 코헨 포쉬는 양의 시간-주파수 분포(positive time frequency distribution)를 얻기 위하여 크로스 엔트로피 최소화(cross-entropy minimization) 방법을 사용하였다[8]. 본 논문에서는 반복적 해법(iterative solution)을 이용하여 코헨 포쉬 분포를 구현하였다[11][12]. 크로스 엔트로피는 식 (7)과 같이 정의된다.

$$\Delta H(Q, \hat{P}) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} Q(t,f) \log \frac{Q(t,f)}{\hat{P}(t,f)} dt df \quad (7)$$

3.3.2 순간 중간 주파수 추정

코헨 포쉬 변환의 결과는 에너지의 밀도를 나타낸다. 순간 주파수는 총 에너지의 반이 되는 주파수이며 시간-주파수 변환에서의 순간 중간 주파수(instantaneous median frequency: IMDF)는 식 (8)과 같이 정의한다.

$$\sum_{j=1}^{IMDF(k)} TFR(k,j) = \sum_{j=IMDF(k)}^{UF(k)} TFR(k,j) \quad (8)$$

TFR은 시간-주파수 분석 결과이고 j 는 주파수 변수이며 k 는 시간 변수이다. $IMDF(k)$ 는 순간 중간 주파수로 시간의 함수로 나타내며 $UF(k)$ 는 최대 주파수이다. 본 논문에서는 순간 중간 주파수의 추정 신뢰도를 높이기 위하여 D.Alessio[13]의 TCM(threshold crossing method)을 이용한 최대 주파수 추정을 이용하였다. D.Alessio는 도플러(doppler) 신호에 대해서 SNR을 고려하여 임계값을 가변적으로 설정하고 이를 이용하여 최대 주파수를 추정한다. 이러한 코헨 포쉬 분포에 근거한 순간 중간 주파수 추정 방법인 CP_MDF를 본 연구의 FFT_MDF와 성능을 비교검토 하였다.

4. 실험 및 결과 고찰

4.1 실험 방법

본 논문에서는 NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health)[14]의 기준을 참고하여 리프팅 운동에 사용된 상자의 무게를 국제 규격 보다 5% 높게 설정하였다. 실험 간에 정량화된 데이터를 취득하기 위해 손잡이가 있는 상자를 사용하였으며 다리의 관절을 크게 펴게 하였다.

4.1.1 실험 대상

본 논문에서는 요통으로 인한 물리적, 의학적 치료를 받은 경험이 없고 오른손을 사용하는 건강한 성인 남성 3명을 실험 대상으로 하였다. 피실험자(P, Y, J)는 평균 나이 35.4세의 평균 몸무게 69.3Kg인 사무직 종사자를 대상으로 하였다.

4.1.2 근전도 데이터 취득

실험은 L1 위치의 흉최장근, L2 위치의 흉장늑근, L5 위치의 다열근을 대상 근육으로 선택하였다. 그림 4와 같이 skin interface 테이프를 사용하여 여섯 개의 표면 전극을 실험 대상 근육에 부착하였다. 부착 시 표면 전극과 피부간의 낮은 전기 저항값을 유지하기 위하여 대상 근육의 측정 부위를 알콜 거즈(gauze)로 닦고 부착하였으며 표면 전극의 안정화를 위하여 데이터 취득 전 10분간의 안정화 시간을 주었다.

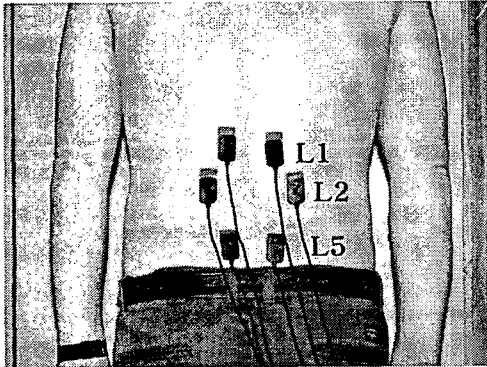


그림 4 피실험자의 허리에 부착된 표면 전극의 위치 (L1: 흉최장근, L2: 흉장늑근, L5: 다열근)

Fig. 4 Location of surface EMG electrode on low back muscle of subject (L1: longissimus thoraces, L2: iliocostales lumborum, L5: multifidus)

피실험자는 자기 몸무게의 15%로 설정된 무게의 상자 (21cm x 33cm x 37cm)를 정강이 중간 높이에서 들어올리기 시작하여 허리 높이의 선반에 올려놓고 다시 정강이 중간까지 내려놓는 반복 운동을 한 사이클로 하여 5분 동안 시행하였다. 한 사이클은 피실험자의 신체적 특성을 고려하여 분당 9회에서 12회까지로 제한하였다. 실험 데이터는 근전도 신호와 허리 각도 움직임 데이터를 동시에 취득하여 분석하였으며 허리 움직임 각도는 goniometer(Biometrics: model K100)을 사용하여 측정하였다. 근전도 신호는 20~450[Hz]를 통과 대역으로 하고 증폭률은 10000배, 샘플링 주파수는 1024[Hz]로 하였다.

그림 5는 근전도 신호와 허리 움직임 각도 데이터 취득 시스템의 구성도를 나타낸다. 하드웨어는 6채널의 표면 전극과 EMG 증폭기로 구성되며 근력을 측정하는 Force Meter (CAS: moldel CI- 700A)와 A/D 변환기 및 데이터 분석을 위한 Note Book PC로 구성하였다.

4.2 결과 고찰

그림 6은 피실험자 P의 CP_MDF 연산 결과이다. 설정된 각 구간에서 CP_MDF를 실행하고 추정한 순간 중간 주파수의 평균값을 각 블록의 중간 주파수로 정의하였다. 이들의 평균과 표준 편차를 이용하여 피실험자의 근피로를 판정하였다. 피실험자 P는 흉장늑근의 왼쪽 근육에서 중간 주파수의

선형 회귀 직선(Linear regression slope)의 기울기가 감소함으로써 근피로가 나타남을 알 수 있다. 여기서 기울기가 -(마이너스)인 것은 중간 주파수가 운동의 처음보다 나중에 감소함을 의미한다. 그림 6의 P_L2L 기호는 피실험자 P의 L2 위치의 좌측(Left)근육을 의미한다.

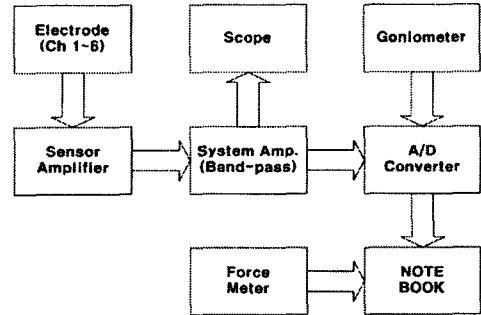


그림 5 허리 근육 피로 측정 시스템의 구성도
Fig. 5 Schematics of back muscle fatigue measurement system

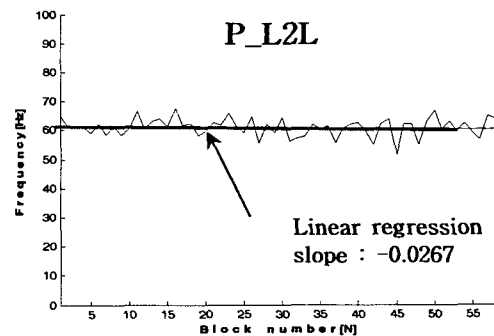


그림 6 왼쪽 흉장늑근 CP_MDF 분석 결과(피실험자:P)
Fig. 6 CP_MDF analysis result of iliocostales Left (subject:P)

그림 7은 피실험자 P의 FFT_MDF 연산 결과이며 선형 회귀 직선 증가 양상은 CP_MDF 연산 결과와 비교해볼 때 기울기가 -0.0267과 -0.0471로써 이 정도 기울기 차이는 근피로도 평가에 있어서 유사한 근육 피로를 나타낸다[4].

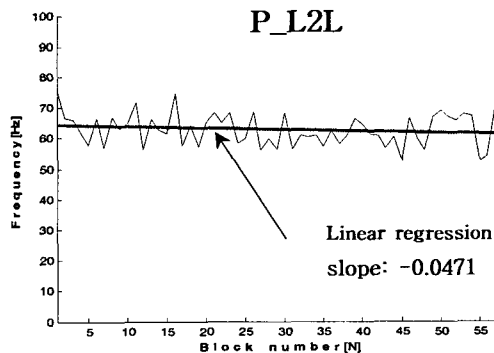


그림 7 왼쪽 흉장늑근 FFT_MDF 분석 결과(피실험자:P)
Fig. 7 FFR_MDF analysis result of iliocostales Left (subject:P)

4.3 피실험자 P, Y, J의 종합 데이터 분석

표 2는 피실험자 P, Y, J의 리프팅 운동 속도와 분석 구간의 블록 수 및 분석 대상 근전도 신호의 데이터 개수를 나타낸다. P는 피실험자 중 가장 빠른 5.17[초]의 속도로 5분 동안 58회의 리프팅 운동을 실행하였으며 피실험자 Y는 5분 동안 가장 느린 6.52[초]의 속도로 46회의 리프팅 운동을 실행하였다. 피실험자 J는 피실험자 P보다 느린 속도인 5.26[초]의 속도로 5분 동안 57회의 리프팅 운동을 실시했으며 데이터 분석 대상 블록 수는 P보다 한 개 적지만 총 근전도 신호 데이터 개수와 블록 당 평균 데이터 개수는 많음을 알 수 있다. 표 2의 피실험자 데이터 분석 결과에서 반복적 리프팅 운동 속도와 블록 당 근전도 신호 데이터 개수 및 근전도 신호 총 데이터 개수는 비례하지 않음을 알 수 있으며 반복적 리프팅 운동 속도는 근피로 분석 결과에 영향을 미치지 않음을 보여준다.

표 2 피실험자 종합 데이터 분석 결과
Table. 2 Overall data analysis results of all subjects

비교 항목	피실험자			
	P	Y	J	
실험 대상 근육	L1, L2, L5	L1, L2, L5	L1, L2, L5	
한 사이클 평균 운동 시간	5.17[초]	6.52[초]	5.26[초]	
운동 횟수 (블록 수)	58	46	57	
블록 당 근전도 신호 데이터 개수	최대	991	646	786
	최소	445	440	562
	평균	531	523	641
근전도 신호 총 데이터 개수	30824	24065	36572	

4.4 타 연구와 본 연구와의 비교 고찰

본 연구와 유사한 실험을 수행한 Bonato[4]는 비정상성 신호가 포함된 근전도 신호를 분석하는 경우 연산 시간이 많이 걸리니까 한 사이클 중에서 처음 5블럭과 마지막 5블럭의 순간 중간 주파수의 평균값을 이용하여 근피로를 측정하였으므로 중간 블록에 해당하는 운동 중의 근육이 얼마만큼 피로한가를 나타낼 수 없었다. 또한, 신호의 간섭 패턴 제거와 왜곡된 결과에 따른 음의 값을 보정하는 변환 과정에 따른 연산량의 증가로 인한 연산 시간 증가 또한 문제점으로 남아있었다.

본 연구에서는 위와 같은 문제점을 해결하기 위해 구간 설정을 이용한 근피로 측정 방법을 제안하였다. 동기화되어 취득된 허리 각도 데이터를 이용하여 허리 근육 근전도 신호의 분석 구간을 설정하고 런 테스트를 실행하여 분석 구간의 정상성을 확인하였다. 정상성이 확인된 구간의 근전도 신호는 다중 파라미터(FFT_MDF, RMS, ZC, NT)를 이용하여 해석할 수 있음을 제시하였다. 본 실험에서 측정된 허리 움직임 각도는 110도였으며 각도 측정 범위의 63%인 70도 각도 범위를 설정하여 데이터를 분석하였다. 표 3의 평균 연산 시간

은 피실험자 1인의 6개 대상 근육을 연산한 시간이며 분석 결과 유사도는 기존의 CP_MDF를 기준으로 근피로도 기울기의 부호 변화를 근거로 하여 추출된 유사성(similarity)을 나타내었다. 근피로를 나타내는 중간 주파수 선형 회귀 직선의 기울기는 CP_MDF를 기준으로 비교해 볼 때 FFT_MDF가 유사함을 알 수 있으며 RMS와 ZC, NT 결과에서는 유사성이 있다고 말할 수는 없다. 파라미터 분석의 차이는 근피로도 정도가 약하거나 피로를 나타내지 못하는 근육에서 나타났으며 흉장근근의 왼쪽 근육은 RMS값을 제외한 모든 파라미터에서 유사한 경향을 나타내었다.

표 3에서 볼 수 있듯이 CP_MDF와 비교해볼 때 FFT_MDF 방법이 77.8[%]의 유사성을 나타내므로 타 연구자 [3][15]와 근피로 관점에서 비교해볼 때 근피로 양상을 충분히 보여주고 있다고 사료되며 연산 시간으로 비교해보면 FFT_MDF 방법이 근피로 측정에 효과적임을 알 수 있다. RMS는 근피로도를 나타내는 지표로 사용될 수 없으므로 유사도를 직접 비교할 수 없다[15]. 파라미터 ZC와 NT는 CP_MDF와 비교해 볼 때 유사성이 60[%] 미만으로 유사성이 적음을 알 수 있다.

표 3 각 방법에 따른 평균 연산 시간과 분석 결과 유사도 비교(피실험자 1인의 6개 대상 근육)

Table. 3 Comparison of the mean execution time and the similarity of the analysis results on each method(six back muscle of 1 subject)

본 연구	파라미터	평균 연산 시간	분석 결과 유사도
		CP_MDF	58[분] 이상
본 연구	FFT_MDF	8[초] 이하	77.8[%]
	RMS	6[초] 이하	-
	ZC	6[초] 이하	55.6[%]
	NT	6[초] 이하	44.4[%]

5. 결 론

본 논문에서는 허리 근육에서 취득한 근전도 신호와 허리 움직임 각도 데이터를 동시에 취득하여 근육 피로 해석에 유효한 분석 구간을 결정하였다. 분석 대상 구간의 근전도 신호를 FFT하여 전력 스펙트럼의 중간 주파수를 구하고 RMS, ZC, NT 등의 다중 파라미터를 이용하여 반복적 리프팅 운동에서의 허리 근육 피로에 관한 연구를 수행하였다. 주요 연구 결과는 다음과 같다.

첫 번째로 반복적 리프팅 운동에서의 근전도 신호와 허리 움직임 각도 데이터를 동시에 취득하여 근전도 신호가 동일한 발화 구조를 가지는 등속 운동으로 가정될 수 있는 구간을 분석 구간으로 설정하였다. 측정된 허리 움직임 각도 범위는 110도였으며 각도 측정 범위의 63%인 70도 각도 범위를 정상성을 가정할 수 있는 분석 구간으로 설정하였다. 런 테스트를 실행하여 정상성을 확인한 결과 상자를 들어 올리는 구간에서 실험 대상 근육의 비정상성은 3.71%였으며 상자를 내리는 구간에서의 실험 대상 근육의 비정상성은 13.66%였다. 실험 데이터 분석 결과 상자를 들어 올리는 구간이 운

동 메커니즘상 비선형이 나타나는 상자를 바닥으로 내리는 구간보다 분석에 적합한 구간임을 알 수 있었다.

두 번째로 런 테스트를 실행하여 반복적 리프팅 구간에서의 설정된 분석 구간의 근전도 신호가 정상성을 가짐을 확인하였다. 상자를 바닥에서 허리 높이로 들어 올리는 구간에서 실험 대상 근육은 96.3%의 정상성을 나타내었다. 분석 구간의 정상성은 반복적 리프팅에서의 근피로도 판정에 FFT_MDF와 시 평면 분석 파라메터가 적용 가능함을 제시했다.

세 번째로 동적인 리프팅 운동에서 정상성이 확인된 분석 구간의 근전도 신호를 해석하는 파라메터로 연산 시간면에서 CP_MDF에 비해 FFT_MDF가 우수함을 확인하였다. 정상성 구간에서의 실험 대상 근육 연산 시간은 FFT_MDF가 평균 8[초] 이하, 시 평면 분석 파라메터인 RMS, ZC, NT는 평균 6[초] 이하의 시간이 소요되었다. 주파수 간섭 성분 제거, 왜곡된 값의 수정과 오차값의 수정 등 복잡하고 많은 연산 과정을 실행하는 CP_MDF는 각 블록의 연산에 많은 시간이 소요되므로 블록 수와 대상 근육의 수에 따른 총 연산 시간은 데이터의 정확성에 비해 비경제적임을 알 수 있었다.

네 번째로 FFT_MDF의 선형 회귀 직선과 CP_MDF의 선형 회귀 직선을 비교할 때 77.8%의 유사성을 보였다. 시 평면 분석 파라메터의 근피로도 기울기는 CP_MDF의 선형 회귀 직선 기울기와 비교할 때 ZC, NT는 55.6%, 44.4%의 유사성을 보였다.

반복적 리프팅 운동에서의 다중 파라메터 분석 결과는 피 실험자의 개인차에 따라 실험 대상 근육의 근피로도 정도가 약하거나 근피로가 나타나지 않음을 추정할 수 있었으며 실험 대상 근육의 FFT_MDF는 CP_MDF와 유사한 추종성을 나타내지만 시 평면 분석 파라메터는 추종성이 낮음을 확인할 수 있었다.

향후 적절한 근신호를 취득할 수 있는 운동 모델의 연구와 다양한 각도에 따른 정상성 판별을 위한 분석 구간 설정 방법의 연구가 필요하다고 사료된다.

참 고 문 헌

[1] L. Cohen, "Time Frequency Distribution : a Review" , Proc of IEEE, vol 77, pp.941-981, 1989.
 [2] M. Knaflitz and P. Bonato, "Time-Frequency Methods Applied to Muscle Fatigue Assessment during Dynamic Contractions" , J. Electromyog. Kinesiol., vol. 9, pp.337-350, 1999.
 [3] S. Karlsson, J. Yu, and M. Akay, "Time Frequency Analysis of Myoelectric Signals during Dynamic Contraction" , IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.47, pp. 228-238, 2000.
 [4] P. Bonato, and P. Boissy, S. H. Roy, "Changes in the Surface EMG Signal and the Biomechanics of Motion during a Repetitive Lifting Task" , J. Electromyog. Kinesiol., pp.233-245, 1998.
 [5] Julius S. Bendat, Allan G. Piersol, "Random Data Analysis and Measurement Procedures", second edition, pp. 94-99. pp532 Wiley, 1986.

[6] Jr Peyton Peebles, "Probability Random Variables and Random Signal Principles", 4th ed. McGraw-Hill, 2001.
 [7] B. Derfler, L. J. Goldberg, "Spike Train Characteristics of Single Motor Units in the Human Masseter Muscle" , Experimental Neurology, vol. 61, pp. 592-608, 1978.
 [8] L. Cohen, "Time Frequency analysis" , Prentice-Hall, 1995.
 [9] Hyung-Il Choi, and W. J. Williams, "Improved Time Frequency Representations of Multicomponent Signals using Exponential Kernel" , IEEE Trans. vol.37, pp.862-871, 1989.
 [10] P. Bonato, G.Gagliati, and M. Knaflitz, "Analysis of Myoelectric Signals Recorded during Dynamic Contractions" , IEEE Eng. Med. Biol., vol.15, pp.102-111, 1996.
 [11] R. Burr, "Iterative Convex I-Projection Algorithm for Maximum Entropy and Minimum Cross-Entropy Computations" ,IEEE Trans. Inform. Theory, vol.35, pp.695-698, 1989.
 [12] P. J. Loughlin, J. W. pitton, L. E. Atlas, "Construction of Positive Time-Frequency Distribution" , IEEE Trans. Signal Processing, vol.42, pp.2697-2705, 1994.
 [13] T. D. Alessio, "Objective' Algorithm for Maximum Frequency Estimation in Doppler Spectral Analyzers" , Med. Biol. Eng. Compt., vol. 23, pp. 63-68, 1985.
 [14] T. R. Water, V. Putz-Anderson, A. Garg, J. Fine, "Revised NIOSH Equation for the Design and Evaluation of Manual Lifting Tasks" , Ergonomics vol. 36, pp. 749-776, 1993.
 [15] Paolo Bonato, Serge H. Roy, Marco Knaflitz, Carlo J. De Luca, Localized Muscle Fatigue in Back Muscles : Static vs Dynamic Contractions" , IEEE/EMBS Oct.30-Nov. 2, pp. 1263-1266, 1997.

저 자 소 개



윤 중 근 (尹 重 根)
 1959년 3월 3일생. 1991년 광운대학교 전자공학과 졸업. 1993년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 2006년 2월 서울 시립대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 졸업(공학박사). 현재 한세전자기기 연구소장.
 E-mail : jjcan_kr@hanmail.net



정철기 (鄭徹奇)

1976년 11월 10일생. 2003년 서울시립대학교 전자전기공학과 졸업. 2005년 동 대학원 전자전기공학과 졸업(공학석사). 2006년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 박사과정.

E-mail : ck_jung@uos.ac.kr



여승필 (呂松弼)

1953년 4월 16일생. 1975년 숭실대학교 전자공학과 졸업. 1980년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 2001 서울시립대학교 전자전기 컴퓨터 공학부 졸업(공학박사). 현재 한국방송광고공사 책임 연구위원.

E-mail : ysp@kobaco.co.kr



김성환 (金成煥)

1952년 6월 12일생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공학박사). 1977~1982년 대전 기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자전기 컴퓨터 공학부 교수.

Tel : 2210-2449

Fax : 2249-6802

E-mail : shkim1@uos.ac.kr