

# 근전도의 정량적 분석시 사용되는 수리적 파라미터의 민감도 비교

김정룡<sup>1</sup> · 정명철<sup>2</sup>

<sup>1</sup>한양대학교 산업공학과 / <sup>2</sup>Dept. of Industrial Engineering, University of Nebraska

## The Comparison of Sensitivity of Numerical Parameters for Quantification of Electromyographic (EMG) Signal

Jung-Yong Kim<sup>1</sup> · Myung-Chul Jung<sup>2</sup>

The goal of the study is to determine the most sensitive parameter to represent the degree of muscle force and fatigue. Various numerical parameters such as the first coefficient of Autoregressive (AR) Model, Root Mean Square (RMS), Zero Crossing Rate (ZCR), Mean Power Frequency (MPF), Median Frequency (MF) were tested in this study. Ten healthy male subjects participated in the experiment. They were asked to extend their trunk by using the right and left erector spinae muscles during a sustained isometric contraction for twenty seconds. The force levels were 15%, 30%, 45%, 60%, and 75% of Maximal Voluntary Contraction (MVC), and the order of trials was randomized. The results showed that RMS was the best parameter to measure the force level of the muscle, and that the first coefficient of AR model was relatively sensitive parameter for the fatigue measurement at less than 60% MVC condition. At the 75% MVC, however, both MPF and the first coefficient of AR Model showed the best performance in quantification of muscle fatigue. Therefore, the sensitivity of measurement can be improved by properly selecting the parameter based upon the level of force during a sustained isometric condition.

### 1. 서론

근육 활동의 특성을 연구하기 위해 이용되는 근전도(electromyogram)는 근육 활동시 운동단위(motor unit)의 자극으로 인해 만들어지는 여러 활동전위(action potential) 간의 시·공간적인 합으로 나타나는 미세하고 복잡한 랜덤(random) 신호로 알려져 있다(박상희 외, 1987; 최영환 외, 1988). 근전도는 현재 근육 신경의 작용으로 인하여 발생하는 근육 수축 정도를 정량화할 수 있는 유일한 측정방법으로서, 근전도 신호를 보다 효과적으로 분석하기 위한 다양한 기법들이 개발되고 있는 실정이다(U.S. Department of Health and Human Services, 1992).

특히 근육의 활동과 힘과의 관계, 또는 국부 근육 피로(local muscle fatigue)를 정량적으로 분석하기 위해 여러 가지 수리적 파라미터(parameter)들이 연구되어 왔다. 그 결과, 근전도 신호의 크기(amplitude)가 힘의 크기와 상당한 선형적 관계를 갖고

있는 것이 알려져 있고(Basmajian and DeLuca, 1985), 근육피로로 인한 주파수 천이(frequency shift)를 통해, mean power frequency(MPF)와 median frequency(MF)의 감소량을 측정하여 근육 피로의 정도를 측정하기도 하고, 근전도 진폭의 증가를 통해 근육피로를 예측하기도 하였다(Cram *et al.*, 1998). 이외에도 피로의 증가에 따른 근육의 자극률(firing rate), 전도속도(conduction velocity) 등의 변화와 같은 현상을 토대로 zero crossing rate(ZCR), 시계열 모델(time series model)에서 사용하는 1, 2차 계수 등의 파라미터들이 피로도 분석에 타당함이 입증되었다(Hägg and Suurkula, 1991; Paiss and Inbar, 1987; Seidel *et al.*, 1987).

선형 예측(linear prediction) 혹은 시계열 분석(time series analysis)이라고 하는 것은 신호의 과거값과 현재값의 선형 조합으로 미래값을 예측하는 모델링 방법을 말하며, 시계열 모델 중에서 근전도에 가장 널리 사용되고 있는  $p$ 차의 자기회귀 선형 모델은 아래식과 같다. 즉, 현재 신호와  $p$ 개의 이전 신호, 독립인 오차 항목을 더한 선형 조합으로 시계열 모델이 정의된다.

여기서  $s(n)$ 은 근전도의 원신호(Raw Signal),  $a_k$ 는 모델계수,  $p$ 는 모델차수,  $w(n)$ 은 백색 잡음(white noise)으로 정의된다(Bodruzzaman *et al.*, 1990).

$$s(n) = \sum_{k=1}^p a_k s(n-k) + w(n)$$

한때 근전도의 비안정성 (nonstationarity) 때문에 모델 적용의 타당성에 대한 의문이 제기되었으나, 어느 정도 작은 구간에서는 런 검정(run test)을 통한 근전도의 안정성(local stationarity)을 유도할 수 있게 되고 선형 모델 적용이 허용되었다(박상희 외, 1987; Bodruzzaman *et al.*, 1990; Jansen, 1985; Paiss and Inbar, 1987). 한편, 선형 모델 적용과 관련된 중요한 고려사항 중의 하나가 모델의 최적 차수를 결정하는 것인데, 이를 위해 Akaike Information Criterion (AIC)와 Final Prediction Error (FPE) 등을 차수 결정의 기준으로 사용한 연구들이 발표되어(Jansen, 1985; Proakis and Manolakis, 1996), 근전도 신호 분석에 이용되기도 하였다.

근전도를 분석하기 위한 기존의 연구를 살펴보면, Seidel 등 (1987)은 척추세움근(erector spinae muscle)을 대상으로 네 가지 준최대수축(submaximal exertion)으로 반복등장수축(repeated isometric contraction)을 하는 조건에서 1차 자기회귀 선형 모델 (autoregressive linear model)의 1차 계수와 2차 계수, RMS, MPF를 사용하였다. 그러나 RMS는 시간의 변화에 따른 근육피로를 선형적으로 나타내지 못하여 파라미터로서의 유용성이 떨어지고, 오히려 AR 모델계수가 근육피로를 선형적으로 민감하게 나타내 주는 결과를 보여주었다. Hägg(1991)는 주과수 관련 파라미터인 MPF, MF, ZCR을 이용하여 등세모근(trapezius muscle)과 가시아래근(infraspinatus muscle)에서 피로를 측정하였고, ZCR만이 피로의 상태를 유사하게 반영한다고 보고하였다. 또한, Nanthavanij와 Deivanayagam(1989)은 대퇴내갈래근(quadriceps femoris muscle)에서 MPF와 MF의 주과수 천이 정도가 근육 피로도를 잘 반영하지 못한다는 결과를 얻었고, 오히려 RMS와 MPF 기울기, MF 기울기가 유의하게 피로를 반영한다는 결론을 얻었다.

이와 같이, 연구자나 연구상황에 따라 파라미터의 민감도가 상이하게 보고되어 현장에서의 피로도 측정시 파라미터 선정에 대한 원칙이 제시되지 않고 있는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 근전도 분석에 널리 사용되는 AR 모델의 1차 계수(AR model's first Coefficient: ARC), RMS, ZCR, MPF, MF와 같은 파라미터 중에서, 과연 근육의 힘과, 시간의 경과에 따른 국부 근육의 피로의 정도를 가장 민감하게 나타내는 파라미터가 어떤 것인지를 비교실험을 통해 규명하고자 한다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 귀무가설

본 연구의 귀무가설은 근육이 발휘하는 힘의 수준과 일정한 힘을 발휘하는 동안 시간의 경과에 따라 발생하는 피로를 반영하는 파라미터들 간의 민감도 차이가 없다고 설정하였다.

### 2.2 피실험자

허리 병력이 없는 10명의 남자 대학원생이 실험에 참가하였다. 피실험자들의 나이는 평균 27.2세(26~29), 키는 170.3cm(160~177), 몸무게는 68.5Kg(57~82.5)이었다.

### 2.3 실험 계획

근육은 자세 유지와 들기작업 등 피로를 유발할 수 있는 여러 육체활동과 관련이 있는 좌우 척추세움근(erector spinae muscle)으로 선정하였다.

피실험자가 허리의 신전(extension)운동을 하면서 발휘해야 하는 힘의 수준을 각각 MVC의 15%, 30%, 45%, 60%, 75%로 결정하였으며 실험을 무작위로 실시하기 위해 라틴방격법(latin square design)을 이용하였다. 본 연구에서는 시간변화에 따른 힘과 피로도의 변화를 나타내는 값을 정규화(normalization)하여 선형방정식으로 표현했을 때의 기울기와 R2 값을 파라미터로 정의하였고, 이를 종속변수로 사용하였다.

### 2.4 실험 장비

실험 장비는 <그림 1>처럼 등장수축(isometric contraction) 조건에서 허리의 신전 운동을 할 수 있도록 제작한 isometric trunk exertion frame(ITEF)을 사용하였고, MVC와 준최대수축(submaximal exertion)을 실시간으로 측정할 수 있는 loadcell과 digital indicator를 연결하였다.

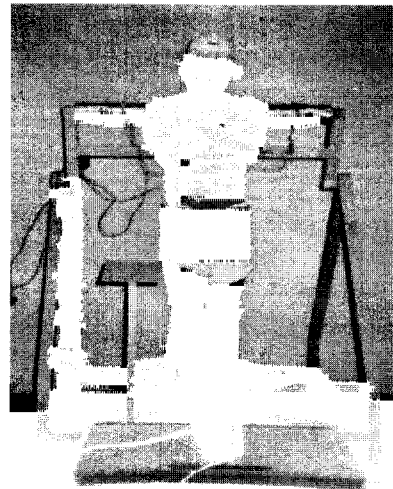


그림 1. 실험장비와 측정모습.

근전도를 추출하기 위해 이득(gain)은  $\times 2500$ , 고차단 주파수는 1000Hz, 저차단 주파수 1Hz로 조절한 두 채널의 앰프와 Ag-AgCl 표면전극을 사용하였다. 표면전극으로 추출한 근전도는 보통 400Hz 이하의 신호이므로 1024Hz를 샘플링 주파수(sampling frequency)로 정하였다(Marras, 1987; Proakis and Manolakis, 1996). 각 파라미터는 C언어로 알고리즘을 프로그래밍하여 구하였다.

## 2.5 실험 절차

피실험자에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 신전운동시 척추세움근만을 사용하도록 유도하기 위해 ITEF에 엉덩이와 하체를 고정시켰다. 양질의 근전도 신호의 추출을 위해 L3/L4 부위를 소독용 알코올로 닦고 3cm 간격으로 표면전극을 부착하였다(Marras, 1987).

신전운동시 과신전동작(hyper-extension)을 예방하기 위하여 Hip Joint를 기준으로  $20^\circ$  굴곡 상태로 허리를 유지할 수 있도록 ITEF를 조정 후 5초간 최대로 힘을 발휘하는 신전운동을 유도하였다. 이를 세 번 반복하였으며, 매 신전운동 후 5분씩 휴식을 취하였다. 매 신전운동시 digital indicator로 peak MVC를 기록하였으며, 3회 측정 후 평균값을 MVC로 사용하였다.

MVC 측정 후 각 수준의 준최대수축(submaximal exertion)을 계산하고, 75% MVC에서도 피실험자가 신전운동을 유지할 수 있도록 20초 동안 각 수준별로 근전도를 측정하였으며(20초 이상은 근육피로로 인해, 주어진 75% MVC 수준을 유지하기 어려움), 근육 회복을 위해 7분간 휴식을 취하였다. 근전도는 원하는 수준의 준최대수축(submaximal exertion)에 도달한 직후부터 측정하였다.

## 2.6 데이터 분석

신호마다 연 검정을 실시하여 안정성이 검증된 구간을 구하고, AR 모델의 최적차수를 결정하였다. 검증된 구간마다 AR 모델 1차 계수(ARC)를 계산하고, RMS, ZCR을 구하였으며, MPF와

MF는 hanning window를 통해 512-point FFT로 변환하여 power spectrum을 구한 후 계산하였다.

이렇게 구한 파라미터를 이용하여 시간변화에 따른 단순 회귀분석(simple linear regression)을 실시하고 그때의 기울기와  $R^2$  값을 기준으로 힘과 피로에 민감한 파라미터를 규명하였다.

## 3. 결과

### 3.1 자기회귀 선형 모델의 안정성 검증과 최적 차수 결정

각 근전도의 안정성을 검증하기 위해 연 검정 결과, 총 20초 동안 측정된 근전도를 0.5초의 소구간을 나누었을 때 안정성 구간이 가장 많은 것으로 나타났다. 따라서 0.5초 간격으로 모든 파라미터를 구하기로 결정하였으며, 총 4000개의 소구간(40 구간 $\times$ 10명 $\times$ 5 힘수준 $\times$ 2 근육) 중 안정성이 검증되지 않은 218 구간에서는 AR 모델의 1차 계수(ARC)를 구하지 않았다.

이어서, AIC(akaike information criterion)와 FPE(final prediction error)를 AR 모델의 최적 차수를 결정하기 위해 기준으로 사용하였다. <그림 2>에서 보듯이 1차에서부터 3차까지 AIC와 FPE가 급격히 감소하다가 4차부터 20차까지 완만하게 감소하는 경향을 보였다. 이로써, 4차 AR 모델로도 최소의 오차 영역 내에서 근전도를 예측하는 ARC 값을 구할 수 있다는 것을 알게 되었다.

### 3.2 힘에 대한 분석

%MVC가 증가할수록 변화하는 각 파라미터의 정도를 분석하였다. 회귀분석을 실시하여 각 파라미터에 대한 기울기와  $R^2$ 를 구하고 이 데이터를 이용하여 분산분석을 실시하였고, 기울기와  $R^2$  모두 유의한 결과를 보였다( $p < 0.0001$ ). 연이어 실시한 Post-hoc test 결과, <표 1>에 정리한 것처럼 RMS가 기울기와  $R^2$ 에서 단연 우위를 차지하였다. 파라미터의 상대적인 변화 정도를 쉽게 식별할 수 있도록 각 파라미터의 첫번째 값을

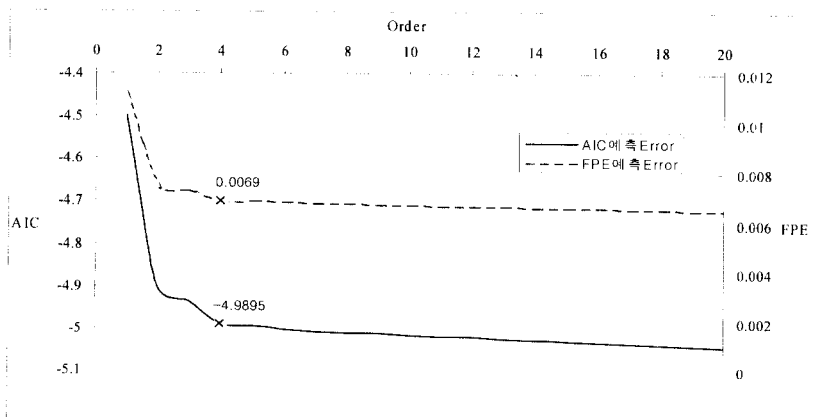


그림 2. AIC(akaike information criterion)와 FPE(final prediction error) 분석 결과.

표 1. 힘에 대한 기울기와 R<sup>2</sup>의 post-hoc test 결과

Slope			R <sup>2</sup>		
Parameter	Average Value	Tukey Grouping	Parameter	Average Value	Tukey Grouping
RMS	3.422848	A	RMS	0.9243	A
ARC	0.753727	B	ARC	0.8457	A
ZCR	-0.508139	B	MPF	0.7843	A
MF	-0.481981	B	MF	0.7157	B
MPF	-0.398430	B	ZCR	0.7063	B

\* 각 파라미터별로 10명의 피실험자에서 구한 기울기와 R<sup>2</sup>를 평균하였다.

100으로 정규화(normalization) 하여 <그림 3>에 나타내었다.

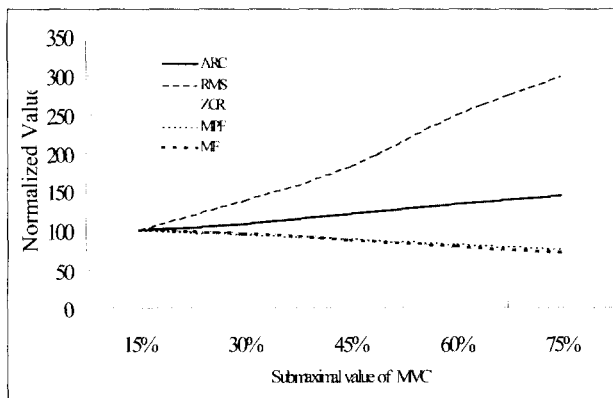


그림 3. 힘에 대한 파라미터들의 변화 추이.

### 3.3 피로에 대한 분석

근육의 피로 측면에서 시간이 경과함에 따라 변화하는 파라미터들의 정도를 분석하였다. 준최대수축(submaximal exertion)별로 회귀분석을 실시하여 구한 기울기와 R<sup>2</sup>에 대해 분산분석을 실시한 결과, 기울기는 <표 2>에서처럼 15%와 60%, 75% MVC 에서 유의한 차이를 보였고, R<sup>2</sup>는 <표 3>처럼 모든 수준에서 평균 간에 차이가 있는 것으로 나타났다. 이들 파라미터 중에서 피로의 변화를 가장 민감하게 반영하는 파라미터를 찾기 위해 준최대수축(submaximal exertion)별로 기울기와 R<sup>2</sup>에 대한 post-hoc test를 실시하였다. <표 4>는 각 파라미터의 준최대수축(submaximal exertion)별로 10명의 피실험자에게서 구한 값들을 평균한 기울기와 R<sup>2</sup>이고, <표 5>는 post-hoc test의 결과이다.

표 2. 피로에 대한 기울기의 분산분석 결과

%MVC	Source	DF	SS	MS	F Value	Pr>F
15%	Parameter	4	0.32499728	0.08124932	6.81	0.0003*
30%	Parameter	4	0.18769535	0.04692384	1.61	0.1928
45%	Parameter	4	0.25243383	0.06310846	1.52	0.2158
60%	Parameter	4	0.97203598	0.24300899	5.16	0.0022*
75%	Parameter	4	2.37316806	0.59329201	5.26	0.0019*

\* p<0.01 수준에서 유의한 결과

표 3. 피로에 대한 R<sup>2</sup>의 분산분석 결과

%MVC	Source	DF	SS	MS	F Value	Pr>F
15%	Parameter	4	0.28070973	0.07017743	7.62	0.0001*
30%	Parameter	4	0.39795148	0.09948787	8.63	0.0001*
45%	Parameter	4	0.79754024	0.19938506	8.06	0.0001*
60%	Parameter	4	3.01787538	0.75446885	46.07	0.0001*
75%	Parameter	4	2.25331137	0.56332784	14.40	0.0001*

\* p<0.01 수준에서 유의한 결과

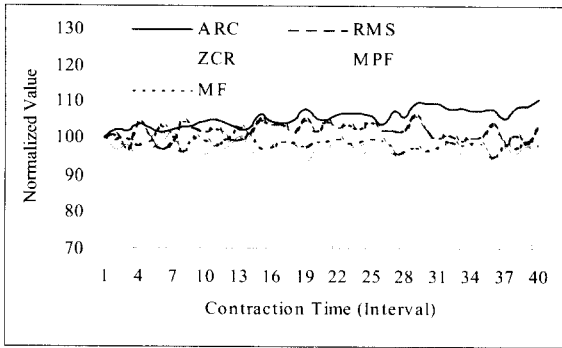


그림 4. 15% MVC에서 피로에 대한 각 파라미터의 변화추이.

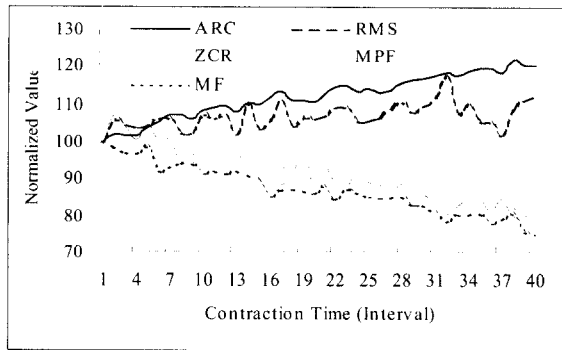


그림 5. 75% MVC에서 피로에 대한 각 파라미터의 변화추이.

표 4. 피로에 대한 회귀분석 결과

Parameter	MVC	Slope	R <sup>2</sup>
ARC	15%	0.188961	0.194160
	30%	0.287573	0.325440
	45%	0.345682	0.409155
	60%	0.476869	0.604615
	75%	0.491346	0.567560
RMS	15%	0.020960	0.057050
	30%	0.175722	0.150650
	45%	0.225505	0.170500
	60%	0.218630	0.122235
	75%	0.162876	0.207430
ZCR	15%	-0.060503	0.058690
	30%	-0.236700	0.195945
	45%	-0.328805	0.268170
	60%	-0.480293	0.383895
	75%	-0.612935	0.435490
MPF	15%	-0.076335	0.121445
	30%	-0.169786	0.255525
	45%	-0.230891	0.399125
	60%	-0.371582	0.583870
	75%	-0.466793	0.650930
MF	15%	-0.057598	0.065945
	30%	-0.207202	0.173845
	45%	-0.309505	0.278120
	60%	-0.450439	0.431030
	75%	-0.538186	0.486695

표 5. 피로에 대한 기울기와 R<sup>2</sup>의 Post-hoc Test 결과

MVC	Slope		R <sup>2</sup>	
	Parameter	Tukey Grouping	Parameter	Tukey Grouping
15%	ARC	A	ARC	A
	MPF	B	MPF	A B
	ZCR	B	ZCR	B
	MF	B	MF	B
	RMS	B	RMS	B
30%	ARC	A	ARC	A
	MPF	A	MPF	A B
	ZCR	A	ZCR	B C
	MF	A	MF	B C
	RMS	A	RMS	C
45%	ARC	A	ARC	A
	MPF	A	MPF	A B
	ZCR	A	ZCR	A B C
	MF	A	MF	B C
	RMS	A	RMS	C
60%	ARC	A	ARC	A
	MPF	A	MPF	A
	ZCR	A	ZCR	B
	MF	A B	MF	B
	RMS	B	RMS	C
75%	ARC	A	MPF	A
	MPF	A	ARC	A B
	ZCR	A	MF	A B
	MF	A B	ZCR	B
	RMS	B	RMS	C

<표 5>를 분석한 결과, 15%부터 60% MVC에서는 ARC가 모든 면에서 가장 민감하였고, 75% MVC에서는 ARC, MPF 사이에서 우위를 가리기 어려웠다. 파라미터의 시간변화에 따른 상대적인 증감 상태를 쉽게 확인할 수 있도록 각 파라미터의 첫번째 값을 100으로 정규화(normalization)하여 <그림 4>와 <그림 5>에 나타내었다.

그림에서 보듯이, AR 모델의 1차 계수(ARC)는 증가하는 추세를 보이고, RMS는 완만한 증가세를 이루다가 후반부 다시 감소하려는 경향을 보이며, 주파수 관련 파라미터는 반대 성향을 띤다. 15% MVC 수준에서는 전반적으로 기울기도 완만할 뿐만 아니라 변이도가 크게 나타나며, 75% MVC 수준에서 기울기의 정도가 급해져, 상대적으로 피로 발생을 쉽게 감지할 수 있었다.

#### 4. 토의 및 결론

이번 연구에서는 어떠한 수리적 파라미터가 근육이 발휘하는 힘의 수준의 차이를 잘 반영하는지, 혹은 일정 수준의 힘을 발휘하는 동안 발생하게 되는 국부 근육 피로를 얼마나 뚜렷하

게 보여줄 수 있는지를 비교 분석하였다. 그 결과, RMS가 힘의 수준 변화를 가장 뚜렷하게 반영하는 것으로 나타났다. 이것은 기존의 일반적인 연구 결과와도 일치하며, ARC가 time domain에서 얻어진 수리적 계수로서 근육의 힘 변화에 민감할 지라도(Seider *et al.*, 1987), 같은 time domain에서 추출된 RMS에 훨씬 못 미치는 결과를 보여주었다. 힘 분석에 주로 사용되는 또 다른 파라미터로는 integrated EMG(IEMG)가 있으나, raw EMG의 양신호와 음신호 부분을 구분하지 않고 정류하거나, analog 신호를 digital 신호로 변환하지 않은 상태에서 처리할 때 발생 가능한 신호의 왜곡(distortion) 가능성 때문에 RMS보다 신호의 정밀성이 다소 떨어지는 경향이 있어 본 연구에서 제외하였다.

한편, 근육피로를 정량적으로 분석할 때는 대부분 MPF와 MF가 많이 사용되어 왔다. 그러나, 이번 연구를 통하여 근육피로 분석에 AR 모델의 적용성을 검토하였으며, 그 결과 60% MVC 이하의 근육 수축시에 다른 파라미터들보다도 근육 피로 변화에 민감하다는 사실을 입증하였다. 이는 65% MVC 이하에서 15차 AR 모델의 1, 2차 계수의 민감도를 연구한 Seidel 등(1987)의 결과와도 일맥상통하는 것이다. AR 모델을 EMG 분석에 적용할 경우 최적차수가 4차로 입증되었고, 1차 계수의 피로도 반영도가 매우 유의한 것이 본 연구를 통하여 검증되었으므로, 이러한 분석방법은 현장에서 그 활용성이 증대되어야 할 것으로 생각된다. 그러나, 75% MVC 이상에서는 ARC와 MPF 간의 유의한 차이가 발견되지 않는 것으로 보아, 분석방법의 편의에 따라 임의로 파라미터를 선정하여도 무방할 것으로 예상된다. 추가적으로 피로 분석에 혼용되어오던 MPF와 MF의 민감도 차이에서는 MPF가 MF보다 R<sup>2</sup>면에서 단연 앞서는 것으로 나타났다. 그러나, 기울기의 평균값에서는 통계적으로 유의한 차이는 발견되지 않았다. R<sup>2</sup>값이 높다는 것은 피로 전과 후를 측정할 때 작은 분산값으로 인해 측정오차를 줄일 수 있다는 것을 의미하므로 MF보다는 MPF를 사용하는 것이 정밀도를 높일 수 있을 것으로 보여진다. 위와 같은 결과를 요약하면, 근육수축의 강도에 따라 파라미터의 민감도가 변화한다는 것을 알 수 있다. 그러므로, 이러한 파라미터의 다양한 성질을 적절히 이용하면 보다 민감한 피로도 측정이 가능할

것으로 예상된다. <표 6>은 힘의 정도 측정과 피로의 정도 측정시 상대적으로 민감도가 높은 분석 방법을 각 준 최대수축(submaximal exertion)의 수준별로 정리한 것이다.

결론적으로, 본 연구에서는 등장수축(isometric contraction)시 국부 근육의 힘과 피로를 가장 민감하게 나타내는 매개변수를 발견할 수 있었다. 추후에는 본 연구를 발전시켜 정적인 조건뿐만 아니라, 동적인 조건에서 발생하는 근육 활동의 정보를 적절하게 설명하는 매개변수가 추가적으로 연구될 수 있을 것이다. 이러한 연구결과는 다양한 작업상황에서의 근육피로의 측정은 물론, 하위 최대 자발 근육 수축과 관련된 반복부하상해에 대한 예측에도 폭넓게 사용될 것으로 기대된다.

참고문헌

박상희, 변연식, 이건기 (1987), 선형예측을 이용한 EMG 신호처리에 관한 연구, *전자공학회논문지*, 24(2).  
 최영환, 변연식, 김철주, 김성환(1988), 적응 디지털 필터를 이용한 근육 피로도의 측정, *전자공학회논문지*, 25(9), 1074-1080.  
 Basmajian, J. V. and DeLuca, C. J. (1985), Description and analysis of the EMG Signal, *Muscle Alive (5th Ed.)*, William & Wilkins, 65-100.  
 Bodruzzaman, M., Wilkes, M., Shiavi, R. and Kilroy, A. (1990), Classification of electromyographic signals by autoregressive modeling, *IEEE Proceedings-1990 Southeastcon*, 508-510.  
 Cram, J. R., Kasman, G. S. and Holtz, J. (1998), Anatomy and physiology, *Introduction to Surface Electromyography*, Aspen Publishers, Inc., 9-38.  
 Hägg, G. M. and Suurkula, J. (1991), Zero crossing rate of electromyograms during occupational work and endurance tests as predictors for work related myalgia in the shoulder/neck region, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62, 436-444.  
 Hägg, G. M. (1991), Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during work when applied on short test contractions, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 29, 511-516.  
 Jansen, B. H. (1985), Analysis of biomedical signals by means of linear modeling, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 12(4), 343-392.  
 Marras, W. (1987), Preparation, recording and analysis of the EMG signal, *Trends in Ergonomics/Human Factors IV*, Elsevier Science Publishers B. V., 701-707.  
 Nanthavanij, S. and Deivanayagam, S. (1989), On the assessment of muscle fatigue rate via various EMG frequency spectral parameters, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 4, 213-224.  
 Paiss, O. and Inbar, G. F. (1987), Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME 34(10), 761-770.  
 Proakis, J. and Manolakis, D. (1996), *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications (3rd Ed.)*, Prentice Hall Inc.  
 Seidel, H., Beyer, H. and Bräuer, D. (1987), Electromyographic evaluation of back muscle fatigue with repeated sustained contractions of different strengths, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56, 592-602.  
 U.S. Department of Health and Human Services (1992), Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives, National Institute for Occupational Safety and Health.

표 6. 상대적 민감도가 높은 분석방법

%MVC	분석방법	
	힘의 정도	피로 정도
15 %	RMS, ARC	ARC, MPF
30 %	RMS	ARC, MPF
45 %	RMS	ARC, MPF
60 %	RMS	ARC, MPF
75 %	RMS	ARC, MPF, MF