

## 주기적 등척성 수축에서의 국소근육피로 측정을 통한 피로지수의 개발

### Development of a Fatigue Index Based on the Measurement of Localized Muscular Fatigue During the Cyclic Isometric Contraction

정소라\* · 정민근\*

Sora Jung\* and Min Keun Chung\*

#### Abstract

Spectrum analysis of surface electromyogram (FMG) signals is an effective approach to the study of localized muscular fatigue during isometric contraction. Many investigators have confirmed the frequency of the EMG signals being lowered during sustained contraction. In this study, the cyclic loading tasks were performed, and a comparison was made for the median power frequency shift pattern of the EMG signals with the sustained contraction of the same load. The median power frequency shift of the EMG signals for the cyclic loading task was found to be a part of that for the sustained contraction. Based on this result, a new muscle fatigue index was computed by normalizing the duration of the sustained contraction. A fatigue index was obtained as a function of exertion level and the work/rest schedule. With the proposed fatigue index, it is possible to evaluate or predict the degree of muscular fatigue for a physically demanding task.

#### 1. 연구배경

근전도 신호(Electromyographic Signal: EMG Signal)의 분석을 통한 국소근육피로(Localized Muscular Fatigue)에 대한 연구는 인간공학은 물론 생리학, 의학 스포츠 과학등 여러 분야에서 꾸준히 행해지고 있다. 생리학, 의학,

스포츠 과학등은 각각 근육내에서 일어나는 생리적인 현상 규명, 근육 및 신경계통의 이상유무 파악, 그리고 근력발달을 위한 훈련 효과의 평가등을 목적으로 하며, 인간공학분야에서는 작업과 작업자간의 적합성 여부의 판단이 가장 큰 목적이라고 할 수 있다.

대다수 생산공정의 자동화 또는 기계화에도 불구하고, 위험요소를 내포한 여러가지 형태의 인력운반(Manual Materials Handling : MMH)

\* 포항공과대학 산업공학과

작업들이 실제 산업현장에서 행해지고 있다. MMH 작업에 있어서의 부상 및 재해등은 요구되어지는 힘을 더 이상 유지할 수 없는 주동근의 국소근육피로(Localized Muscular Fatigue) 상태에서 주로 발생하며, 공구를 사용할 때, 물건을 쥘 때와 운반할 때 등과 같은 작업상황에서 끊임없이 일어나는 등척성 수축(Isometric Contraction)이 그 원인으로 밝혀진 바 있다 [4, 6].

등척성 수축에서 국소근육피로의 연구에는 표면전극(Surface Electrode)을 사용해서 얻어진 EMG Signal의 스펙트럼 분석(Spectrum Analysis) 기법이 흔히 사용된다. 이전의 많은 연구 결과를 통해 근육의 자발적 수축(Voluntary Contraction) 동안 피로의 축적에 의해 EMG Signal의 주파수 성분이 낮은 값으로 천이(Shift) 된다는 사실이 밝혀진 이후, 이러한 EMG Signal의 평균(Mean) 또는 중간주파수(Median Power Frequency)의 천이가 근육피로에 대한 지수(Index)로 사용되어 왔으며[1, 2, 6, 7], 이러한 주파수 천이를 이용하여 피로감지기(Fatigue Monitor)를 개발하기도 하였다. 피로감지기의 기능은 어떤 작업동안 측정된 EMG Signal을 분석해서 그때 그때의 중간주파수를 구해준다거나, 몇명의 작업자들에게 동일한 작업을 수행하게 한 뒤, 그때의 EMG Signal을 분석, 중간주파수 천이정도의 기울기를 구해주는 것 등이었으며[5, 10, 12], 이 결과를 통해 피로의 유무파악과 작업자들간의 피로 축적정도등을 비교할 수 있었다. 그러나, 기존의 연구결과들은 단순한 현상-피로의 유무, 피로가 축적되어가는 중, 또는 다른 작업자에 비해 피로가 빨리 축적되는 등-에 대한 정보만을 얻을 수 있을 뿐, 정량적인 비교의 근거로 사용하기에는 미흡한 점이 많다. 그러므로, 좀 더 정량적이고, 많은 정보를 포함함은 물론 실제 작업현장에서도 응용이 가능한 피로지수의 개발이 필요하다고 하겠다.

본 연구에서는 두가지 요소-%최대수축력(% Maximum Voluntary Contraction : % MVC)과 작업/휴식 비율(Work/Rest Ratio)

-를 조합해서 만든 실제와 유사한 주기적 작업을 수행하게 하여 그 때의 EMG Signal을 분석하고, 같은 %MVC로 더이상 힘을 낼 수 없을 때까지 유지된 지속적 수축(Sustained Contraction)에서 얻어진 EMG Signal을 분석하여, 피로축적경향을 비교해 보고, 위 두가지 요소들의 영향을 살피고, 그 원인을 규명해 보았다. 이때 모든 분석은 Fast Fourier Transform(FFT)을 사용한 EMG Signal의 스펙트럼 분석으로 이루어지며, 여기서 얻을 수 있는 중간주파수의 천이가 피로축적에 따른 현상적인 지수로 사용된다. 이러한 결과를 토대로 실제 작업하중의 한계치 설정, 작업자의 적합성 판정 및 작업/휴식 시간간격의 조정등에 응용할 수 있는 정량적인 근육피로지수의 제시가 본 연구의 궁극적인 목적이다.

## 2. 실험방법 및 내용

**피실험자 :** 근육 및 신경계통의 질병을 앓은 적이 없는 건강한 22, 23세 남자 2명을 대상으로 하였고, 3일간의 훈련을 통해 최대수축력(Maximum Voluntary Contraction : MVC)을 결정하였다. 이때, 최대수축력의 측정은 Caldwell등[3]에 의해 제시된 등척성 근력측정(Isometric Muscle Strength Test)을 위한 표준과정(Standard Procedure)을 따랐다.

**표준자세 및 실험장비 :** 작업자세는 발휘근력에 영향을 주는 중요한 요소중의 하나이다. 본 실험에서는 MMH 작업에서 가장 빈번히 발생하는 팔꿈치 굽힘동작(Elbow Flexion)을 대상으로 하였다. 작업이 주기적으로 반복될 때, 주동근의 수축을 주기적 등척성 수축이라고 정의하였다. 실험에 사용된 장비 및 전반적인 실험실 배치상황은 그림 1과 같다. 실험이 진행되는 동안 피실험자에게 부착된 표면전극에서 측정되어 증폭기를 거친 후 Polygraph에서 고주파수 차단필터를 거친후 근전도 신호와 힘측정기에서 측정된 킬로그램 단위의 힘이 데이터 변환기(A/D Convertor)를 통해 컴퓨터로 입력되어 파일형태로 저장된다.

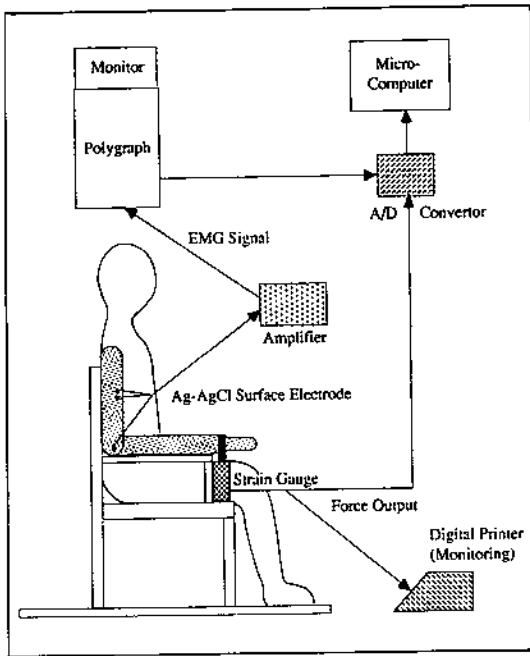


그림 1. 실험장비 및 실험실 배치상황

**대상작업 :** 대상작업은 표준자세에서 하중(Load)과 작업/휴식의 비율을 조합해서 설정하였다. 하중은 피실험자의 근력에 따라 상당히 주관적으로 받아들여 지기때문에 피실험자의 최대수축력의 비로 나타낸 %MVC로 나타내었다. 저장

가능한 데이터 파일의 크기에 한계가 있고, 작업의 주기적 반복에 따른 피로의 축적을 살피는 것이 목적이므로, 작업주기의 길이(Cycle Length)는 30초로 고정시켰다. 50%MVC와 60%MVC의 하중에서 작업/휴식시간의 비가 10초 : 20초, 15초 : 15초, 그리고 20초 : 10초인 총 6가지의 주기적 작업을 대상으로 하였다.

**실험절차 :** 측정의 편리를 위한 모든 평가는 주동근인 이두박근(Biceps Brachii)의 작업수행도 측면에서 행해졌고, 표본주파수(Sampling Frequency)는 2,048Hz로 하였다. 하루에 한가지의 주기적 작업에 대한 측정만을 행하였고, 주기적 작업 측정이전에 해당되는 %MVC의 지속적 수축의 EMG Signal을 먼저 측정하여 비교의 근거로 삼았다. 따라서, 각 피실험자당 6일간 실험이 행해졌으며, 개략적인 실험절차는 그림 2에 나타내었다. 이때, 피로의 회복을 위해 2시간정도의 휴식을 주었다. 또한, 휴식상태의 EMG Signal을 측정하여, 데이터처리에 사용될 Filter - Cutoff Frequency가 30Hz인 Sixth-order Butterworth Highpass Filter-를 결정하였다.

Calibrate and test equipments	Part I		Part II
Attach and aging electrodes	Sustained Contraction	Rest	Cyclic Task
30min.	5min.	120min.	50min.

그림 2. 실험절차

**데이터 처리방법 :** 데이터 처리과정은 그림 3에 나타내었다. 실험을 통해서 얻어진 모든 데이터들은 일단 Filter를 거치며, 1초에 한번씩 중간주파수가 구해질 수 있도록 2,048point FFT를 하였다. 양 끝부분의 데이터가 끊어질

에 의한 왜곡을 줄이기 위해, 2,048point씩 자를 때 미리 Hamming Window를 취했다. 전 작업시간동안의 중간주파수가 구해지면, 그 결과를 그래프로 제시하도록 하였다.

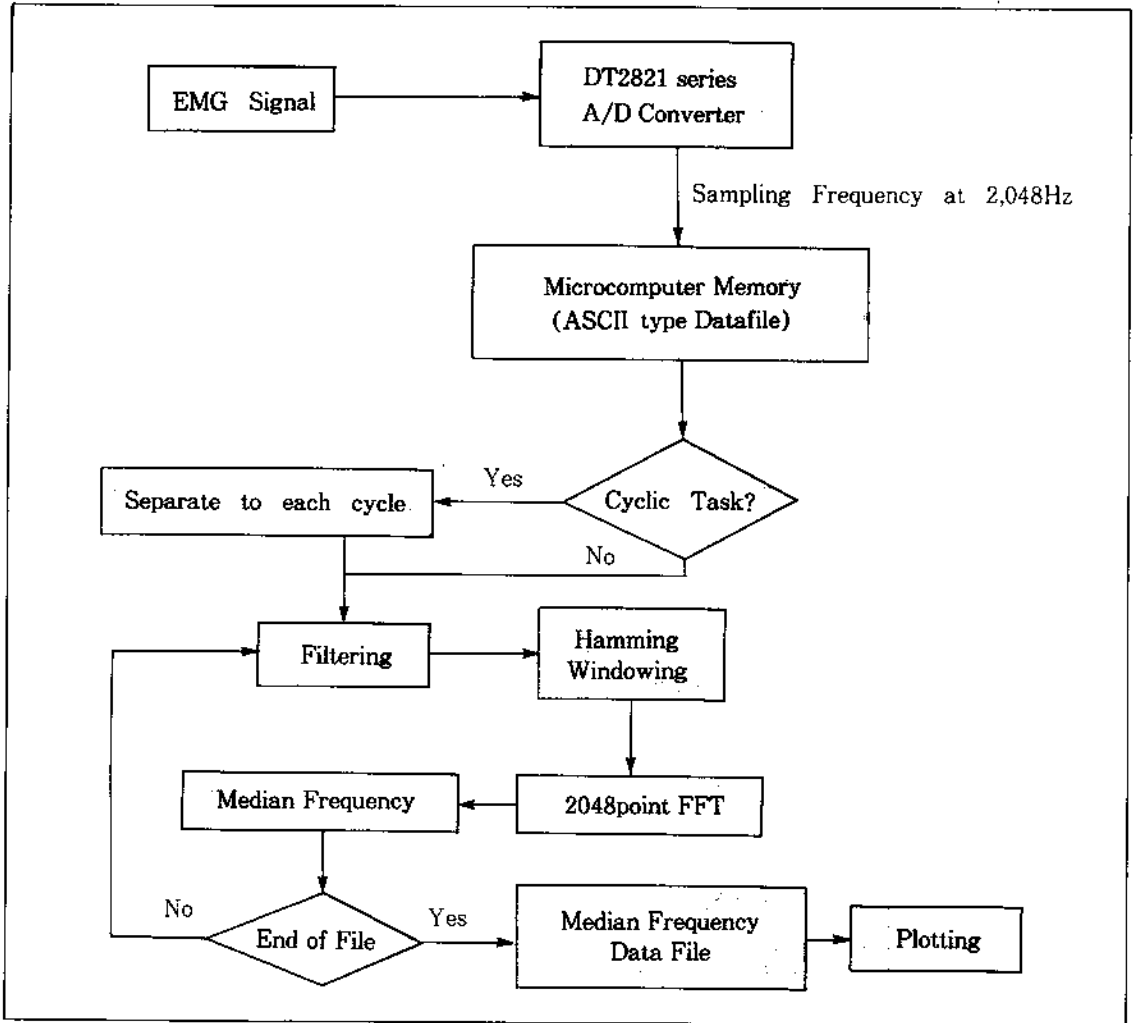


그림 3. 데이터 처리과정

### 3. 실험결과

각 피실험자별 작업수행내용은 표 1과 같으며, 실험을 통해 얻어진 힘 측정값과 EMG Signal, 그리고 데이터 처리과정을 거친 후 얻어낸 중간주파수 그래프를 그림 4에 나타내었다.

이상의 실험결과를 통해 관찰된 사실은 다음과 같다. 첫째로, 신체조직(Body Tissue)의 Lowpass Filtering 효과를 관찰할 수 있었다. 즉, 같은 힘을 내고 있는데도 시간이 지남에 따라 EMG Signal의 크기(Amplitude)가 증가

하는데, 이것은 피로가 쌓여감에 따라 EMG Signal의 진동수가 낮은 쪽으로 이동되며, 신체조직의 Lowpass Filtering 효과에 의해 점점 많은 에너지가 전달되기 때문이라는 기존의 연구결과와 일치하였다[2, 11].

표 1을 살펴보면, 두 피실험자가 동일하게 작업시간(Work Length)이 15초이상이 되면서 작업의 반복가능횟수가 급격히 감소하였으며, 이러한 조건에서는 작업/휴식시간의 비가 작업수행능력에 많은 영향을 끼침을 알 수 있다.

중간주파수의 그래프를 살펴보면, 경우에 따라 약간의 차이를 보이기는 하나, 약 60Hz를 경

표 1. 피실험자별 작업수행내용

		Subjects	
		A	B
나 이		22세	23세
MVC		30kg	28kg
Sustained Duration	50% MVC	96sec.	90sec.
	60% MVC	72sec.	60sec.
작업 반복 횟수	50% MVC	10s : 20s	67
		15s : 15s	17
		20s : 10s	7
	60% MVC	10s : 20s	28
		15s : 15s	14
		20s : 10s	4

계로 중간주파수 천이의 기울기가 달라지며, 60Hz근처의 중간주파수를 가지는 경우가 없는 것처럼 보임을 알 수 있었다. 자세한 관찰을 위해 그림 4의 50%MVC에서의 EMG Signal에 대해 10초간격으로 Power Spectrum을 구해서 그림 5에 나타내었다. 그림에서 각 Power Spectrum의 주파수영역이 공통적으로 약 60Hz를 경계로 양분되어 있으며, 오른쪽 영역의 Power는 서서히 감소하면서 낮은 쪽으로 이동하는 반면, 왼쪽의 낮은 주파수부분은 Power가 급격하게 증가함을 알 수 있었다. 중간주파수 천이의 기울기차와 끊어짐은 이러한 속도차에 의한 것으로, 앞서 언급한 바와 같이 신체조직의 Lowpass Filtering 효과로 설명될

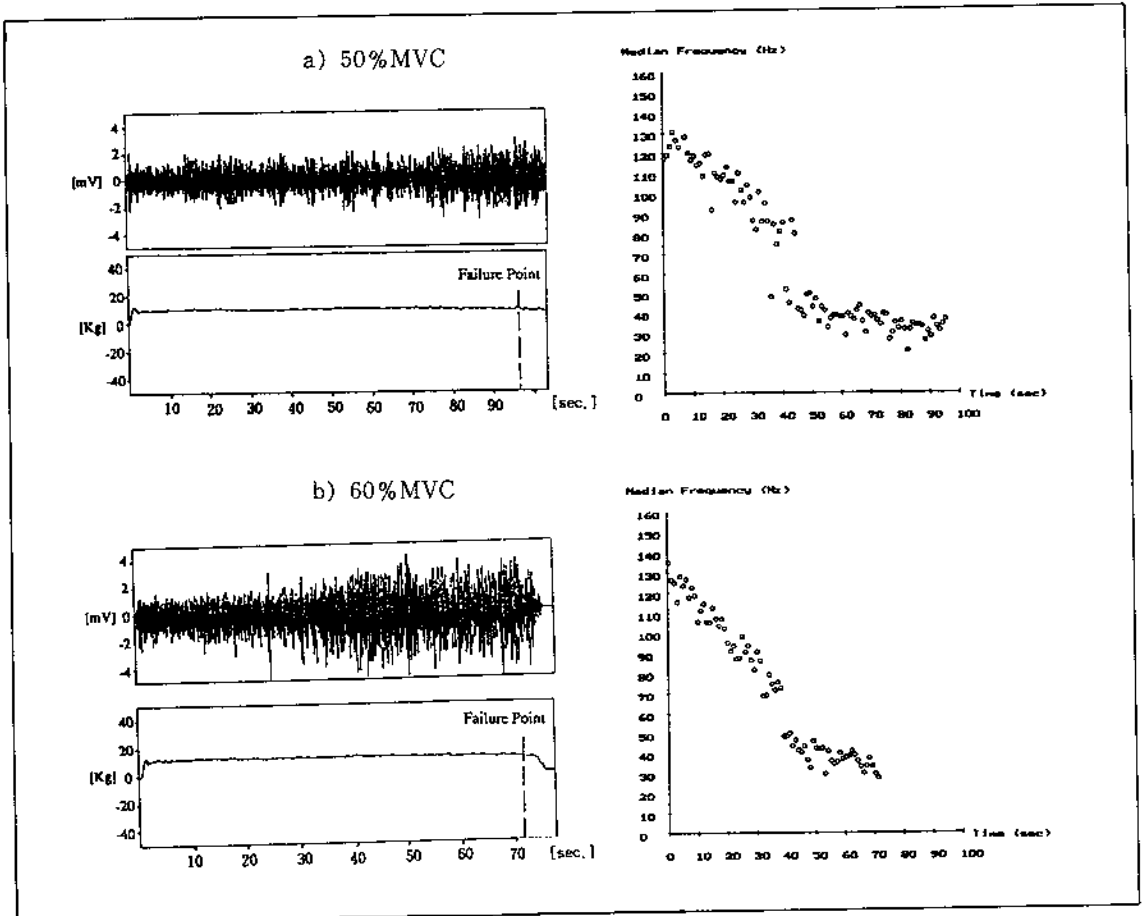


그림 4. EMG Signal(좌상), 힘 측정치(좌하), 그리고 데이터 처리과정을 통해 구해진 중간주파수(우)

수 있다. 또한, 주파수영역의 양분은 서로다른 두가지 활동근육의 특성 -Slow-twitch와 Fast

-twitch Motor Unit-에 의한 것으로 추측된다.

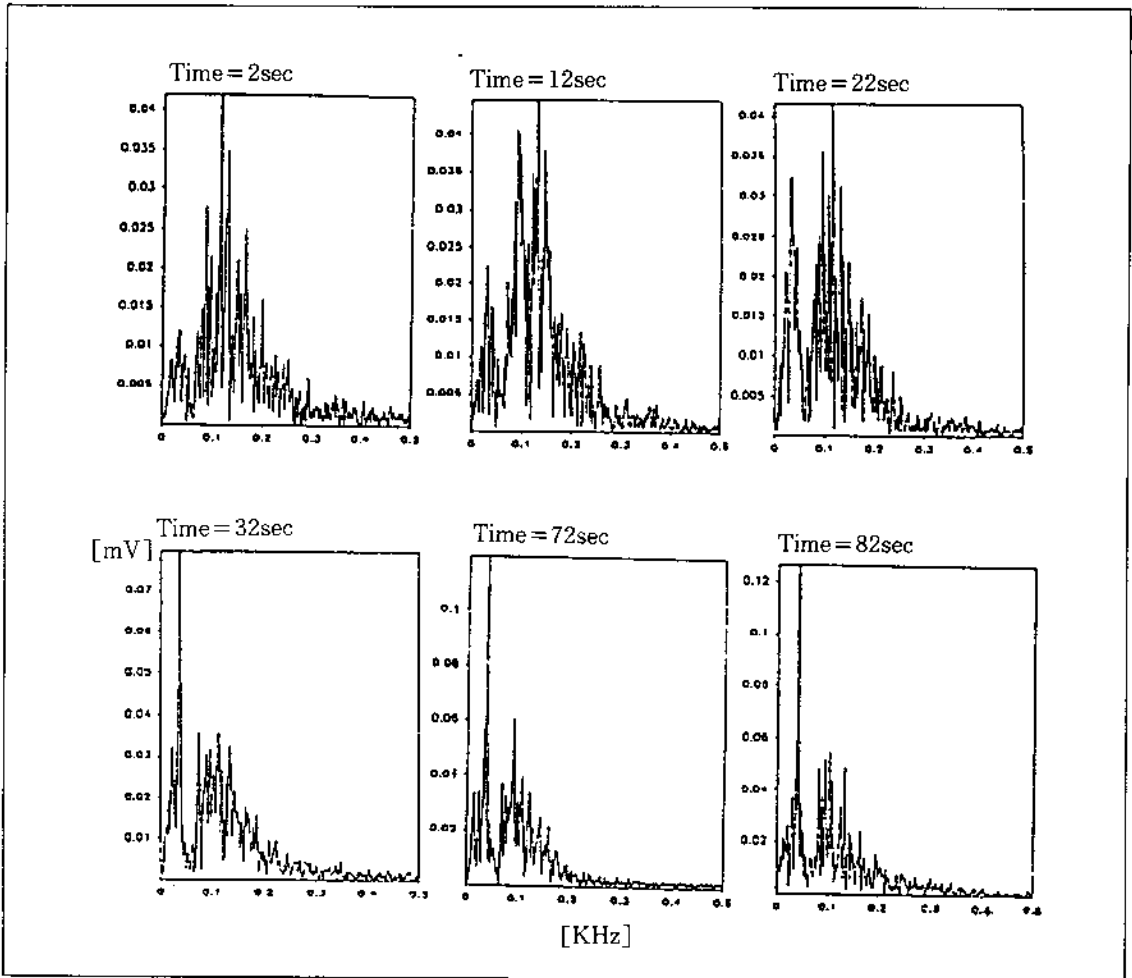
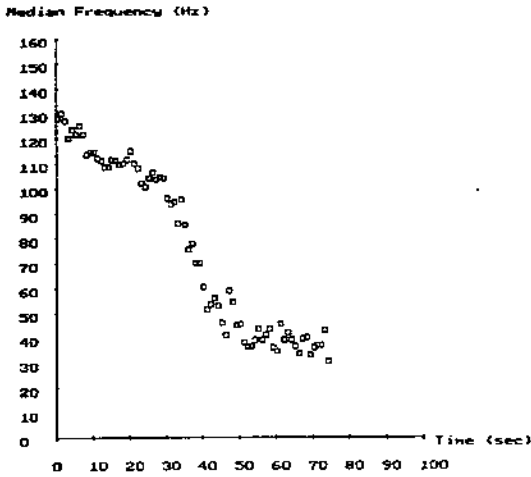


그림 5. Power Spectrum

그림 6에 서로 다른 날에 측정되어진 피실험자 A의 50%MVC에서의 지속적 수축의 중간주파수의 Data Plot을 제시하였는데, 첫째날과 둘째날의 Data가 [동일한 천이 양상(shift Pattern)]을 보임을 알 수 있다. 서로 다른 날의 실험결과가 같은 양상을 따른다는 것을 통계적으로 검정하기 위해, 각 중간주파수 값을 Time-series 데이터로 보고, Time-series Model을 설정한 뒤 그 결과를 비교하였다. Time-series Model의 설정은 STSC사의 STATGRAPHICS를 사용하였으며, 각 중간주파수 데이터는 식

(1)과 같은 ARMA(1, 1) 모델로 가장 잘 표현되었으며, 표 2에 나타난 바와 같이 ARMA(1, 1) Model의 계수값에 차이가 없음을 보여주었다.

또한, 주기적 작업의 중간주파수 Data Plot을 살펴보면, 각 주기적 작업의 Data Plot이 같은 %MVC에 대한 지속적 수축의 중간주파수 Data Plot의 일부분과 동일한 양상을 보임이 관찰되었다. 그러므로, 각각의 주기적 작업과 일치하는 구간을 지속적 수축의 중간주파수 Data Plot에서 찾아 보았다. 찾는 방법은 3일



$$X_t = -1.08355 + 1.01125X_{t-1} + \varepsilon_t - .47935\varepsilon_{t-1}$$

그림 6. 서로다른 날 측정된 50%MVC 지속적 수축의 중간주파수

표 2. 지속적 수축결과에 대해 설정된 ARMA (1, 1) Model

$$X_t = \xi + \theta_1 X_{t-1} + \varepsilon_t - \phi_1 \varepsilon_{t-1} \dots \dots \dots (1)$$

$X_t$ : 시간 t초에서의 중간주파수

$X_{t-1}$ : 시간 (t-1)초에서의 중간주파수

$\xi, \theta_1, \phi_1$ : ARMA Model의 계수

$\varepsilon_t, \varepsilon_{t-1}$ : 표준정규분포를 따르는 오차

Day	$\xi$	$\theta_1$	$\phi_1$
1	-1.02385	1.00839	.65743
2	-.99836	1.00812	.62892
3	-1.06944	1.00841	.69283

에 걸쳐 반복측정된 지속적 수축의 중간주파수에 대한 평균을 구한 다음 각각의 주기적 작업의 그래프의 중간주파수 값과 비교하여 Error Sum of Square(SSE)가 가장 적은 구간을 일치되는 구간으로 찾아 내었다. 50%MVC의 15초 : 15초 작업을 예로써 조합된 형태의 중간주파수 그래프를 구하여 그림 7에 나타내었다. 예상대로 지속적 작업과 동일한 양상을 나타내고 있으며, ARMA(1, 1) Model로 나타낸 결과도 같은 양상을 띠고 있음이 확인되었다.

이상에서 각 작업의 시작당시에 이미 축적되어 있는 피로의 정도는 다르지만, 같은 작업은

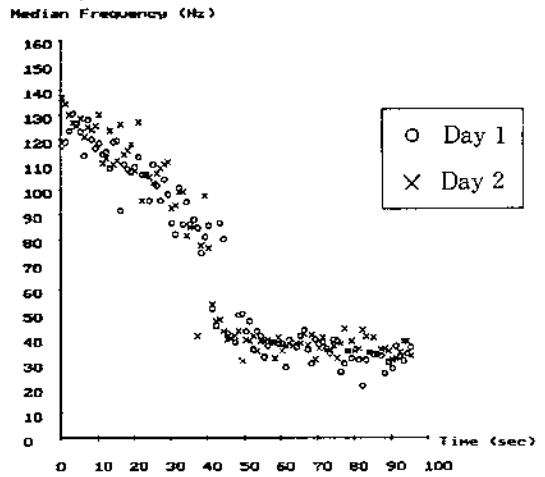


그림 7. 조합된 주기적 작업의 중간주파수와 ARMA(1, 1) Model 결과(50%MVC, 15초:15초)

동일한 근육동원규칙을 따르기 때문에 동일한 피로축적양상을 나타낸다고 볼 수 있다. 즉, 피로의 정도를 0과 1사이의 값으로 표현한다면, 지속적 수축에서 작업을 더이상 수행할 수 없는 포기지점(Failure Point)에 도달했을 때를 피로가 1인 상태로, 피로가 완전히 회복되어있다는 가정하에 새로이 작업을 시작할 때를 피로가 0인 상태로 볼 수 있다. 즉, 이러한 주기적 수축의 중간주파수 그래프를 기준으로 수축 지속시간에 대해 정규화시킨다면, 각 주기적 작업의 시작지점을 0과 1사이의 값으로 표현하여, 다음과 같은 피로지수를 만들 수 있다.

피로지수 =

$$\frac{\text{주기적 작업과 일치되는 지속적 수축그래프상의 시간}}{\text{지속적 수축의 수축지속시간}}$$

..... (2)

식 (2)를 이용해서 피실험자들의 모든 경우에 대한 피로지수를 구한 뒤, 그래프로 나타내어 그림 8에 제시하였다. 그림 8을 보면 주기적 작업시 일정하게 피로가 증가하는 것이 아니며, 진행에 따라 피로의 축적정도가 다를 수 있다. 이러한 현상은 피로의 축적이 서서히 일어나는 작업에서 더욱 분명하게 드러나며, 지속적 수축시 구간에 따라 중간주파수 천이의

기울기가 다른 것과 같은 이유인 활동근육의

동원형태에 의한 것으로 추측할 수 있다.

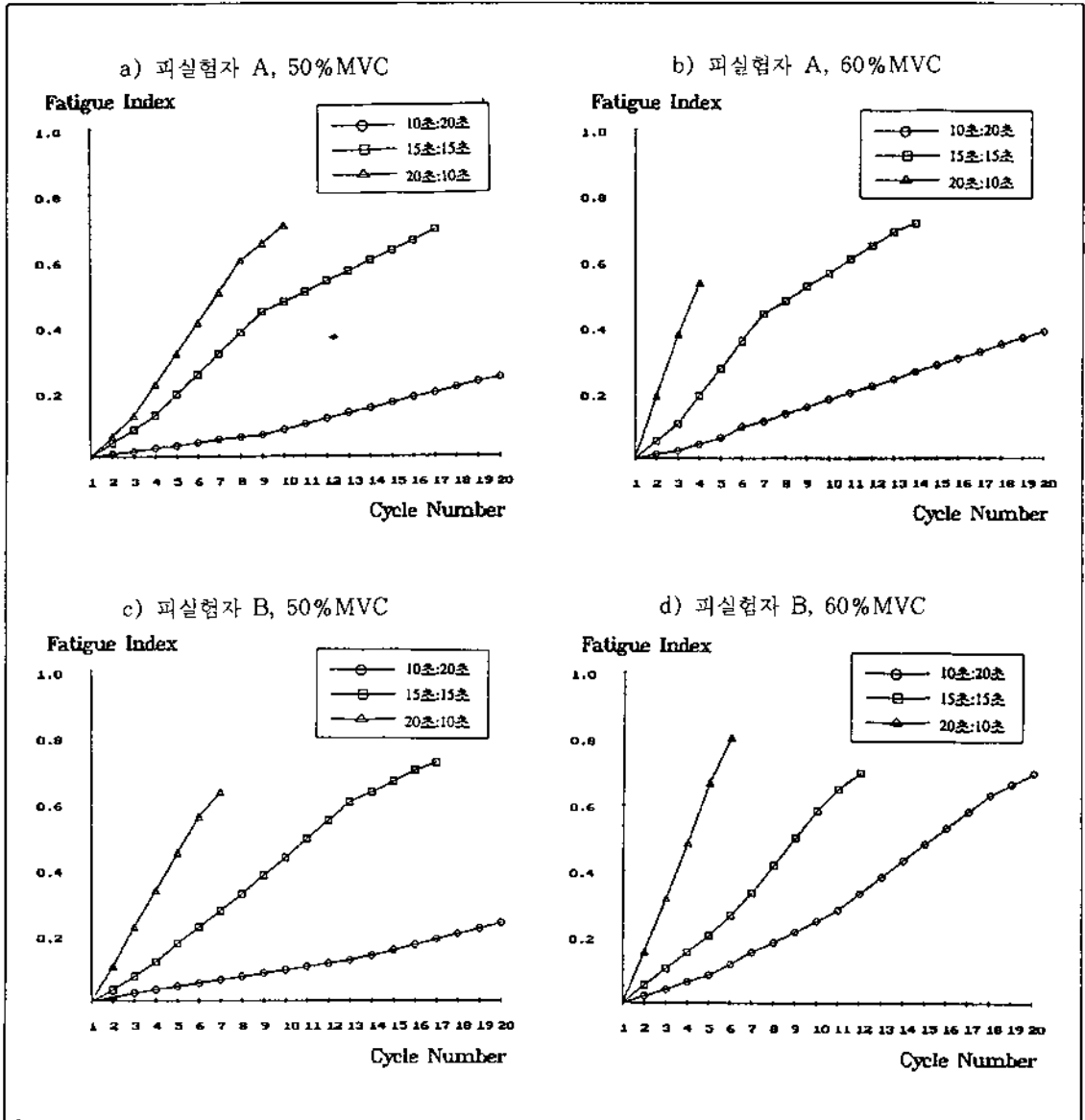


그림 8. 주기적 작업의 반복에 따른 피로축적양상

#### 4. 결론 및 추후연구방향

지속적 수축과 주기적 작업에서 얻어진 중간 주파수 그래프의 비교를 통해서, %MVC가 같은 경우 동일한 형태의 작업은 일정한 피로축적양상을 가짐을 알 수 있었고, 이러한 결과를

토대로 지속적 수축의 수축지속시간으로 정량화된 개념의 피로지수를 도출할 수 있었다. 이러한 피로지수는 주기적 작업에서 작업시작 당시의 피로정도를 정량적으로 나타낼 수 있었으며, 제시된 피로지수 그래프들을 통해서는 각 조건에 대한 작업횟수의 반복에 따른 피로축적



상상을 알 수 있었다. EMG Signal의 그래프를 통해서 신체 조직의 Lowpass Filtering 효과를 관찰할 수 있었으며, 수축지속시간과 중간주파수 그래프를 연관시켜, 작업자 개인의 상대적인 근육구성도와 동원형태를 추측할 수 있었다.

추후연구방향으로는 좀 더 많은 조건의 조합에 의한 실험결과가 얻어진다면 백분위수의 개념의 일반적 적용이 가능할 것이다. 이러한 피로지수들은 특정한 조건에서 적정 하중의 선정, 작업/휴식 시간의 선정, 얼마의 작업을 반후한 후 휴식을 가져야 하는가 등을 결정하는 작업설계에 사용될 수 있으며, 임의의 조건에 관한 허용하중 한계선정등에도 사용될 수 있을 것이다. 또한, EMG Signal의 스펙트럼 분석뿐만 아니라, 그외 여러 분석방법들을 함께 사용하면, 실험결과에서 관측된 현상들에 대한 좀 더 확실한 해석이 가능하리라 생각된다. 또한, 이두박근외에도 주동근으로 흔히 사용되는 여러 근육들에 대한 연구가 계속되어야 할 것이다.

### 참고 문헌

1. Arendt-Nielsen, L., Forster, A., and Mills, K.R., "EMG Power Spectral Shift and Muscle Fibre Conduction Velocity During Human Muscle Fatigue", *Physiological Society*, Vol.3, 54-55, 1984.
2. Arendt-Nielsen, L., Mills, K.R., and Forster, A., "Changes in Muscle Fiber Conduction Velocity, Mean Power Frequency, and Mean EMG Voltage During Prolonged Submaximal Contractions", *Muscle & Nerve*, Vol.2, 493-497, 1989.
3. Caldwell, L.S., Chaffin, D.B., Dukes-Dobos, F.N., Kroemer, K.H.E., Laubach, L.L., Snook, S.H., and Wasserman, D.E., "A Proposed Standard Procedure for Static Muscle Strength Testing", *American Industrial Hygiene Association Journal*, Vol.4, 201-206, 1974.
4. Chaffin, D.B., "Localized Muscle Fatigue -Definition and Measurement", *Journal of Occupational Medicine*, Vol.15, 346-354, 1973.
5. Gilmore, L.D. and De Luca, C. J., "Muscle Fatigue Monitor (MFM) : Second Generation", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol.32, No.1, 75-78, 1985.
6. Grandjean, E., *Fitting the Task to the Man-an Ergonomic Approach*, Taylor & Francis, 1986.
7. Kiryu, T., Saitoh, Y., and Ishioka, K., "A Muscle Fatigue Index Based on the Relationship Between Preceding Background Activity and Myotatic Reflex Response(MRR)", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.39, No.2, 105-111, 1992.
8. Piper, H., *Electrophysiologie Muschliche Muskeln*, Springer-Verlag, 1912.
9. Schutz, R.L. and Chaffin, D.B., "Cyclic Work-Rest Exercises Effect on Local Muscle Fatigue Rates", *AIIIE 23rd Annual Conference*, Anaheim, California, 1972.
10. Seroussi, R., Krag, M.H., Wilder, P., and Pope, M.H., "The Design and Use of a Microcomputerized Real-Time Muscle Fatigue Monitor Based on the Median Frequency Shift in the Electromyographic Signal", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 2, 284-286, 1989.
11. Stulen, F.B. and De Luca, C.J., "Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 28, No. 7, 515-523, 1981.

12. Stulen, F.B. and De Luca, C.J., "Muscle Fatigue Monitor : A Noninvasive Device Observing Localized Muscular Fatigue", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 29, No. 12, 760-768m 1982.
13. Thorstensson, A., Grimby, G., and Karlsson, J., "Force-Velocity Relation and Fiber Composition in Human Knee Extensor Muscle", *Journal of Applied Physiology*, Vol. 40, 12-16, 1976.