

주기적 등척성 수축에서의 국소근육피로 측정을 통한 피로지수의 개발

정 소라, 정 민근*

ABSTRACT

등척성 수축에서 국소근육피로의 연구에는 표면전극을 사용한 근전도신호의 스펙트럼분석이 효과적이다. 많은 연구결과에서 자발적 수축동안 근전도신호의 주파수 성분이 근육의 피로에 의해 낮은 쪽으로 천이된다는 사실이 밝혀졌으며, 이를 근육피로의 지수로 사용하려는 노력이 계속되어 왔다. 본 연구에서는 실제와 유사한 형태의 주기적 작업수행시에 얻어진 근전도신호의 중간주파수 천이양상을 지속적 수축에서 얻어진 중간주파수의 천이양상과 비교하여, 주기적 작업의 피로측정은 지속적 수축에서의 피로측적과 같은 경향성을 지님을 찾아냈으며, 이 결과를 근거로 주기적 수축의 수축지속시간으로 정규화된 개념의 피로지수를 개발하였다. 이러한 피로지수는 정량적으로 제시될 수 있음은 물론, 작업설계와 허용한계의 설정등에 응용될 수 있을 것이다.

1. 연구배경

대다수 생산공정의 자동화 또는 기계화에도 불구하고, 위험요소를 내포한 여러가지 형태의 인력 운반작업(Manual Materials Handling : MMH)들이 실제 작업현장에서 행해지고 있다. MMH에 있어서의 부상 및 재해등은 요구되어지는 힘을 더이상 유지할 수 없는 주동근의 국소근육피로(Localized Muscular Fatigue) 상태에서 주로 발생하며, 공구를 사용할 때, 물건을 칠 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 근전도 신호(Electromyographic Signal : EMG Signal)의 스펙트럼 분석(Spectrum Analysis) 기법이 흔히 사용된다. 이전의 많은 연구결과를 통해 근육의 자발적 수축(Voluntary Contraction)동안 피로의 축적에 의해 EMG Signal의 주파수 성분이 낮은 값으로 천이된다는 사실이 밝혀진 이후, 이러한 EMG Signal의 평균(Mean) 또는 중간주파수(Median Frequency)의 천이가 근육피로에 대한 지수(Index)로 사용되어 왔으며[1, 2, 6, 7], 이러한 주파수의 천이를 사용하여 피로감지기(Fatigue Monitor)를 개발하기도 하였다. 피로감지기들의 기능은 어떤 작업동안 측정된 EMG Signal를 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 피로축적정도등을 비교할 수 있었다.

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 그때의 EMG Signal을 분석하고, 같은 %MVC로 더 이상 힘을 낼 수 없을 때까지 유지된 지속적 수축

* 포항공과대학 산업공학과

(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 근전도 신호의 스펙트럼 분석으로 이루어지며, 여기서 얻을 수 있는 중간 주파수의 천이가 피로축적에 따른 현상적인 지수로 사용된다. 이러한 결과를 토대로 실제 작업설계 (Work Design) 또는 허용한계(Safety Limit)의 선정등에 응용할 수 있는 좀 더 정량적인 근육피로지수의 제시가 본 연구의 궁극적인 목적이다.

2. 실험방법 및 내용

피실험자 : 근육 및 신경계통의 질병을 앓은 적이 없는 건강한 21-23세 남자 4명을 대상으로 하였고, 3일간의 훈련을 통해 표준이 되는 팔꿈치 굽힘자세(Elbow Flexion)에서의 최대수축력(Maximum Voluntary Contraction : MVC)을 결정하였으며, 등척성 근력측정을 위한 표준과정(Standard Procedure for Static Muscle Strength Test)을 따라 실시되었다[3].

실험장비 : 실험에 사용된 장비 및 전반적인 실험실 배치상황은 그림 1과 같다. 실험이 진행되는 동안 피실험자에게 부착된 표면전극에서 측정되어 증폭기를 거친 후 Polygraph에서 고주파수 차단절차를 거쳐나온 근전도 신호와 힘측정기에서 측정된 킬로그램 단위의 힘이 데이터변환기(A/D Convertor)를 통해 컴퓨터로 입력되어 파일형태로 저장되어 결과로 제시된다.

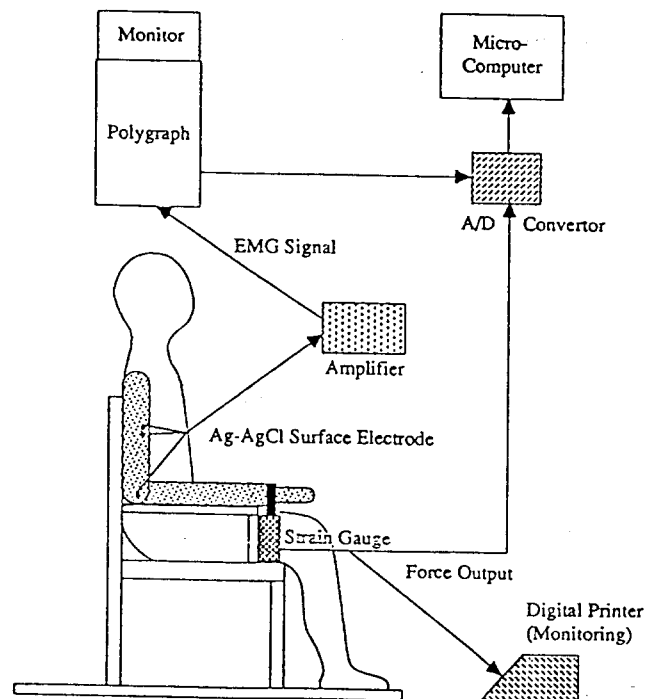


그림 1. 실험장비 및 실험실 배치상황

실험절차 : 측정의 편리를 위해 모든 평가는 주동근인 이두박근(Biceps Brachii)의 작업수행도 측면에서 행해졌고, 표본주파수(Sampling Frequency)는 2,048Hz로 하였다. 50%MVC, 60%MVC와 70%MVC의 하중에서 작업/휴식의 길이가 10초:20초, 15초:15초, 그리고 20초:10초인 총 9가지의 주기적 작업을 대상으로 하였으며, 15회까지 반복하였다. 하루에 한가지 %MVC에 대한 작업만을 측정하였으며, 새로운 측정이전에는 피로의 회복을 위해 충분한 휴식을 주었다. 또한, 휴식상태의 EMG Signal을 측정하여, 데이터처리에 사용될 필터(Cutoff Frequency가 30Hz인 Sixth-order Butterworth Highpass Filter)를 결정하였다.

데이터 처리방법 : 위의 실험을 통해서 얻어진 모든 데이터들은 일단 Filter를 거치며, 1초에 한번씩 중간주파수가 구해질 수 있도록 2,048 point FFT를 하였다. 양 끝부분의 데이터가 끊어짐에 의한 왜곡을 줄이기 위해, 2,048 point씩 자를 때 미리 Hamming Window를 취했다. 전 작업시간동안의 중간주파수가 구해지면, 그 결과를 그래프로 제시하도록 하였다.

3. 실험결과

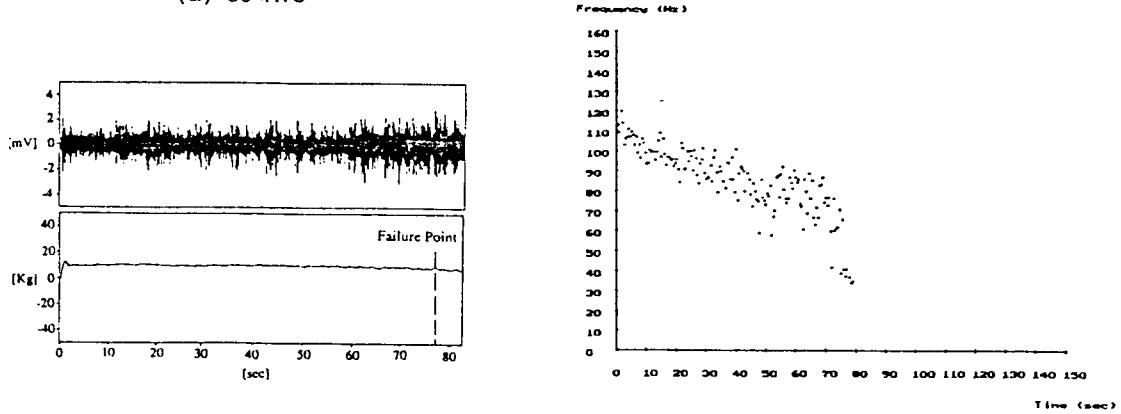
각 피실험자별 작업수행내용은 표 1과 같다.

표 1. 피실험자별 작업수행내용

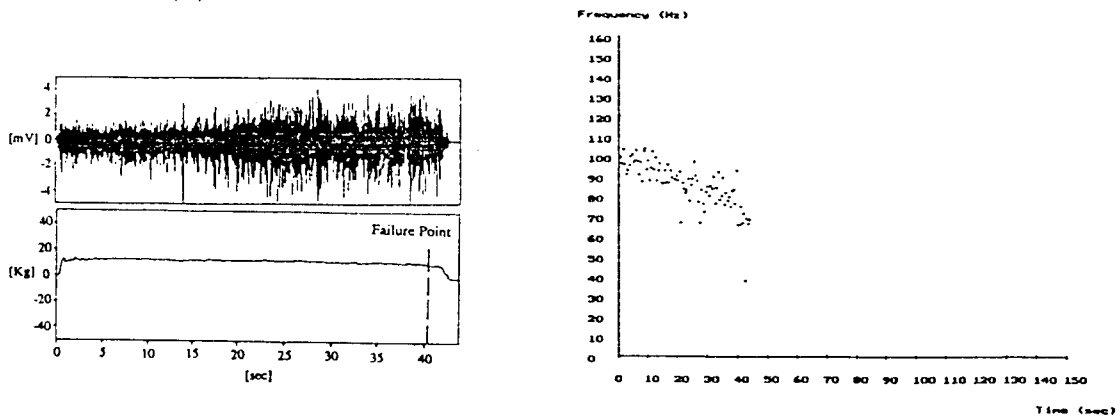
		피실험자				
		A	B	C	D	
최대수축력 (Kg)		20	25	22	22	
Sustained Contraction Duration (초)	50%	94.2	76.5	72	88.2	
	60%	64.8	40.5	47	60	
	70%	43.5	22	37	48	
반 복 가 능 횟 수 (회)	50%	10 : 20	15	15	15	15
		15 : 15	15	15	15	15
		20 : 10	6	8	5	8
	60%	10 : 20	12	12	12	10
		15 : 15	5	6	6	6
		20 : 10	3	2	3	3
	70%	10 : 20	5	5	4	6
		15 : 15	2	2	2	2
		20 : 10	1	1	1	1

실험을 통해 얻어진 EMG Signal과 힘 측정값, 그리고 데이터 처리과정을 통해 얻어진 중간주파수의 그래프를 그림 2에 나타내었다. 우선, 같은 힘을 내고 있는데도 시간이 지남에 따라 EMG Signal의 진폭(Amplitude)이 증가함을 알 수 있었다. 이것은 피로가 쌓여감에 따라 EMG Signal의 진동수가 낮은 쪽으로 이동되며, 피부의 Lowpass Filter 효과에 의해 점점 많은 에너지가 전달되기 때문이라는 기존의 연구결과와 일치하였다[2, 11].

(a) 50%MVC



(b) 60%MVC



(c) 70%MVC

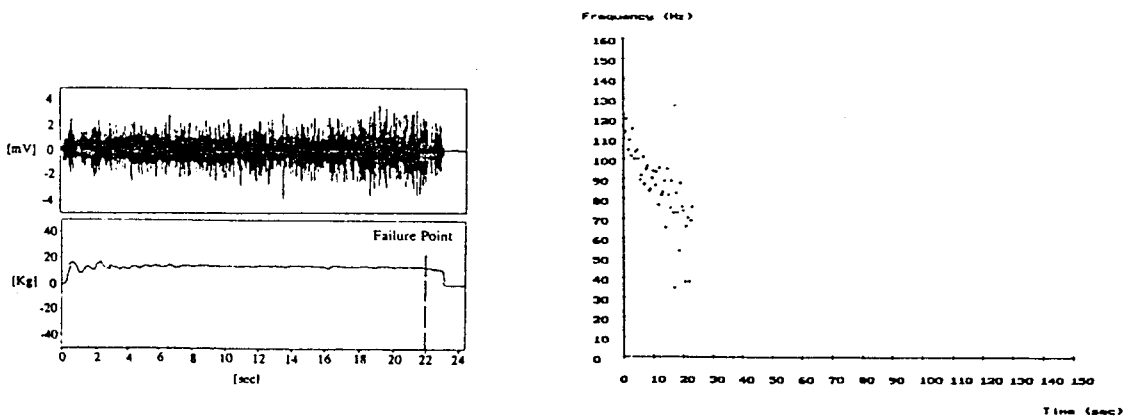


그림 2. 힘 측정치(좌상), EMG Signal(좌하), 그리고 데이터처리과정을 통해 구해진 중간주파수(우)

표 1을 살펴보면, 모든 피실험자가 동일하게 50%MVC에서 힘을 유지할 수 있었던 시간의 약 2/3정도를 60%MVC로써 유지할 수 있었으며, 50%MVC의 10초:20초, 15초:15초 작업의 경우는 모두 15회이상 작업이 가능한 반면, 60%MVC이상에서는 작업의 반복가능횟수가 급격히 감소함을 알 수 있었다. 또한, 70%MVC의 20초:10초로 작업하는 경우는 모두 1회의 반복작업만이 가능하다는 결과를 보이는데, 지속적 수축결과로 예측할 수 있는 작업수행결과에 훨씬 못 미침을 알 수 있다. 이러한 현상은 피로가 완전히 회복되지 않은 상태에서 다음작업이 진행되었기 때문으로 판단된다.

중간주파수의 그래프를 살펴보면, 경우에 따라 약간의 차이를 보이기는 하나, 약 60Hz를 경계로 중간주파수 천이의 기울기가 달라지며, 60Hz근처의 중간주파수를 가지는 경우가 없는 것처럼 보임을 알 수 있었다. 자세한 관찰을 위해 그림 2의 50%MVC에서의 EMG Signal에 대해 10초간격으로 Power Spectrum을 구해서 그림 3에 나타내었다. 그림 3을 보면, 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 신체피부의 Lowpass Filter 효과로 설명될 수 있다. 또한, 주파수영역의 양분은 서로다른 두가지 활동근육의 특성 (Slow-twitch, Fast-twitch)에 의한 것으로 추측된다.

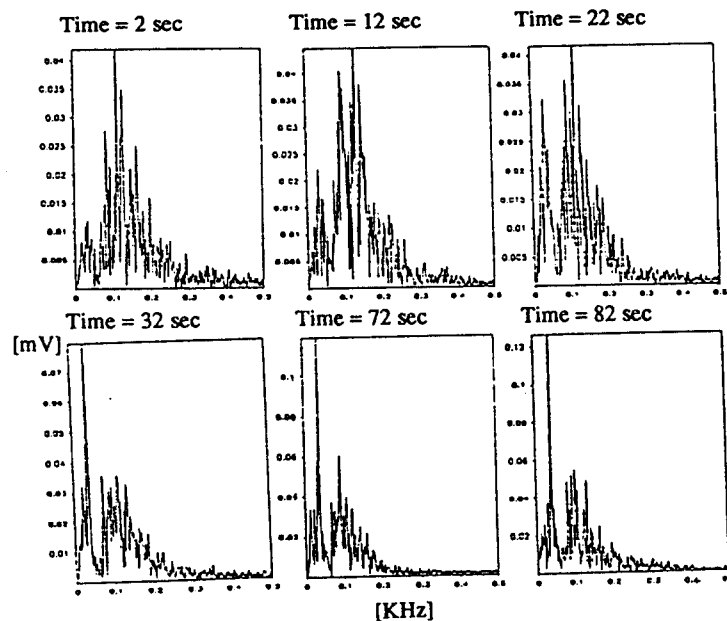


그림 3. Power Spectrum

피실험자별로 지속적 수축시간을 비교해 보면, 최대수축력이 큰 작업자일수록 최대수축력이 적은 작업자에 비해 수축지속시간이 짧은 경향을 보인다. 이러한 경향은 최대수축력이 큰 작업자는 큰 힘에 순간적으로 동원될 수 있는 F-Type(Fast-twitch) 근육의 비율이 다른 작업자에 비해 상대적으로 높기때문에 피로의 축적도 빨리 일어난다는 기존의 연구결과와 일치한다[13]. 중간주파수 그래프와 연관시켜 비교해 보면, 최대수축력이 큰 작업자의 경우 60Hz이상의 영역이 훨씬 많이 나타나므로, 앞에서 언급한 주파수영역 양분의 원인과 일관성을 찾아볼 수 있다.

지속적 수축과 주기적 작업의 중간주파수 그래프를 살펴보면, 각 주기적 작업의 그래프가 같은 %MVC에 대한 지속적 수축의 중간주파수 그래프의 일부분과 유사한 양상을 보임이 관찰되었다. 즉, 각 작업의 시작당시에 이미 축적되어 있는 피로의 정도는 다르지만, 같은 작업은 동일한 근육동원규칙을 따르기 때문에 동일한 피로축적양상을 나타낼 것으로 예상된다. 그러므로, 중간주파수값을 Time-series 데이터로 보고, Autoregressive Model을 설정한 뒤, 각각의 주기적 작업의 결과와 가장

유사한 구간을 지속적 수축의 구간에서 찾아보았다. Autoregressive Model을 설정하는 데에는 STSC사의 STATGRAPHICS를 사용하였다. 각 중간주파수 데이터는 다음과 같은 AR(1) 모델로 가장 잘 표현되었다.

$$y_t = \alpha_0 + \alpha_1 y_{t-1} + \varepsilon_i \quad \text{----- (1)}$$

y_t : 시간 t초에서의 중간주파수

y_{t-1} : 시간 (t-1)초에서의 중간주파수

α_0, α_1 : Autoregressive Model의 계수

ε_i : 표준정규분포를 따르는 오차

구해진 결과대로 각각의 주기적 작업의 중간주파수 그래프들을 겹쳐서 조합된 형태의 중간주파수 그래프를 구할 수 있었으며, 그림 4에 50%MVC의 15초:15초 작업의 예를 나타내었다. 지속적 수축의 중간주파수 그래프와 거의 일치함을 알 수 있다.

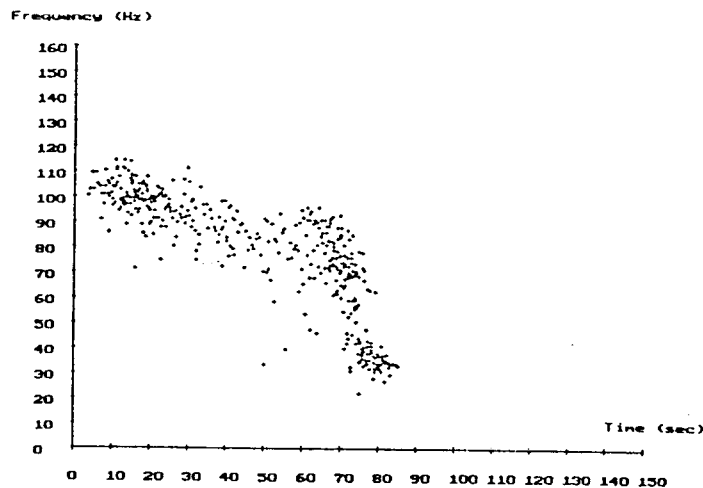


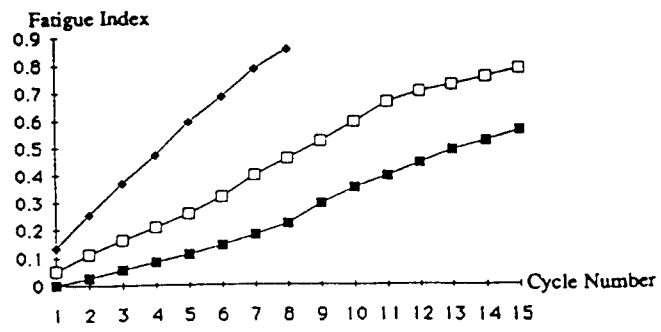
그림 4. 주기적 작업을 조합한 후의 중간주파수

피로의 정도를 0과 1사이의 값으로 표현한다면, 지속적 수축에서 작업을 더이상 수행할 수 없는 포기시점(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 수축지속시간에 대해 정규화시킨다면, 각 주기적 작업의 시작지점을 0과 1사이의 값으로 표현하여, 다음과 같은 피로지수를 만들 수 있다.

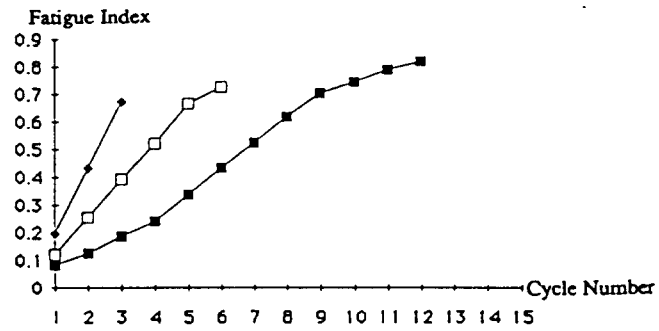
$$\text{피로지수} = \frac{\text{주기적 작업과 일치되는 지속적 수축그래프상의 시간}}{\text{지속적 수축의 수축지속시간}} \quad \text{---- (2)}$$

식 (2)를 이용해서 피실험자 C의 모든 경우에 대한 피로지수를 구한 뒤, 그래프로 나타내어 그림 5에 제시하였다. 그림 5을 보면 주기적 작업시 일정하게 피로가 증가하는 것이 아니며, 진행에 따라 피로의 축적정도가 다름을 알 수 있다. 이러한 현상은 피로의 축적이 서서히 일어나는 50%MVC와 60%MVC의 작업에서 더욱 분명하게 드러나며, 지속적 수축시 구간에 따라 중간주파수 천이의 기울기가 다른 것과 같은 이유인 활동근육의 동원형태에 의한 것으로 추측할 수 있다. 또한, 첫번째 주기의 피로지수가 0이 아닌 경우가 보이는 데, 앞에서 언급했던 바와 같이 피로가 완전히 회복되지 않았기 때문으로 볼 수 있다. 또한, 70%MVC의 경우에는 주기적 작업이 거의 불가능한 것으로 판단되어진다.

a) 50%MVC



b) 60%MVC



c) 70%MVC

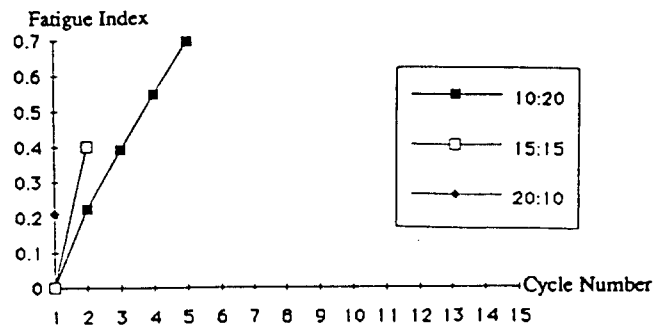


그림 5. 주기적 작업의 반복에 따른 피로축적양상

4. 결론 및 추후연구방향

지속적 수축과 주기적 작업에서 얻어진 중간주파수 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 나타내 수 있었으며, 제시된 피로지수 그래프들을 통해서 각 조건에 대한 작업횟수의 반복에 따른 피로축적양상을 알 수 있었다. EMG Signal의 그래프를 통해서 신체 피부의 Lowpass Filter 효과를 관찰할 수 있었으며, 수축지속시간과 중간주파수 그래프를 연관시켜, 작업자 개개인의 상대적인 근육구성 정도와 동원형태를 추측할 수 있었다.

추후연구방향으로는 우선, 새로운 작업의 수행전에 이전 작업에서 축적된 피로를 완전히 풀어 줄 수 있을 정도의 휴식을 주어, 작업초기의 피로지수가 0이 아닌 결과들에 대한 보완이 있어야 할 것이며, 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 반복한 후 휴식을 가져야 하는가 등을 결정하는 작업설계에 사용될 수 있으며, 임의의 조건에 대한 허용하중 한계선정등에도 사용될 수 있을 것이다. 또한, EMG Signal의 스펙트럼 분석뿐만이 아니라, 그외 여러 분석방법들을 함께 사용한다면, 실험결과에서 관찰된 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., Caffin, 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., Satoh, Y., and Ishioka, K., "A Muscle Fatigue Index Based on the Relationsh Between Preceeding Background Activity and Myotatic Reflex Response (MRR)", IEEE Transaction 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", AIEE 23rd Annual Conference, Anaheim, California, 1972.
- [10] Seroussi, R., Krag, M.H., Wilder, P., and Pope, M.H., "The Design and Use of a Micro-computerized Real-Time Muscle Fatigue Monitor Based on the Median Frequency Shift in the Electromyographic Signal", IEEE Transaction 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 Transaction 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 Transaction on Biomedical Engineering, Vol.29, No.12, 760-768, 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.