*Journal of the Ergonomics Society of Korea*
Vol. 29, No. 2 pp.183-188, April 2010 DOI:10.5143/JESK.2010.29.2.183

# 허리 근육의 근전도 신호 안정성이 주파수 분석에 미치는 영향

조 영 진 · 김 정 룡

한양대학교 산업경영공학과

# The Effect of the Signal Stationarity on the EMG Frequency Analysis

Young-Jin Cho, Jung-Yong Kim

Department of Information and Industrial Engineering, Hanyang University, Gyeonggi-do, Ansan, 426-791

**ABSTRACT**

The purpose of this study is to investigate the stationarity of the electromyographic signal in various flexion angles, loads, and window sizes, which influence the result of the mean power frequency (MPF) and median frequency (MNF) analysis. Six healthy subjects participated in the experiment. They were tested in the combination of 3-level flexion angles (0 degree, 22.5 degree, 45 degree) and 3-level loads (0Nm, 30Nm, 60Nm). Electromyographic data were collected for 20 seconds during isometric contraction. The stationarity of collected data were analyzed with four different window sizes including 250, 500, 1000 and 2000ms. Two test methods for stationarity such as Reverse Arrangements Test and Modified Reverse Arrangements Test were used. In order to show the effect of nonstationarity, the increasing/decreasing trend of MPF and MNF trend were discussed. In results, the stationarity of the electromyographic signal decreased as flexion angle increased and load decreased while window size decreased based on Reverse Arrangements Test. The highest stationarity was shown at 500 ms window in Modified Reverse Arrangements Test. The inclination of MNF and MPF indicated 3.6-6.3%, 3.8-5.1% discrepancy compared to the result from stationary data.

Keyword: Stationarity, Reverse Arrangements Test, Modified Reverse Arrangements Test, Window Size

## 1. 서 론

들기 작업에서 허리 근육의 작업 부하를 측정하기 위해 허리 근육의 근전도 신호를 분석하는 것은 매우 중요하다. 특히, 시간에 따라 증가하는 허리 근육의 피로는 작업 부하를 증가시키는 주요인으로 작용한다. 근전도 신호에 수학적인 기법을 적용하면 신호 내에 있는 다양한 정보를 추출해 낼 수 있다. 일반적으로 시간 영역(time domain)에서는 허리 근육의 활동도(activity)에 대한 정보를, 주파수 영역(frequency domain)에서는 허리 근육의 피로(fatigue)에 대한 정보를 추출할 수 있다.

근전도 신호 내에 포함되어 있는 주파수 정보를 알아내기 위하여 널리 사용되는 방법 중의 하나는 푸리에 변환(Fourier transform)이다. 푸리에 변환은 시간 영역의 근전도 신호를 주파수 영역으로 변환하여 주파수 분석을 할 수

교신저자: 김정룡
주 소: 426-791 경기도 안산시 상록구 사3동, 전화: 017-702-5266, E-mail: jungkim@hanyang.ac.kr

있도록 도와준다(Petrofsky, 1979; Horita and Ishiko, 1987; Perry et al., 2001; Beck et al., 2004; Coburn et al., 2005). 이러한 푸리에 변환은 분석되는 신호가 안정적이어야 한다는 가정을 가지고 있다. 신호의 안정성(stationarity)은 분석되는 신호 내에서 평균, 분산, 주파수의 변화가 나타나지 않는 것을 의미한다. 그러나 대부분의 연구에서는 분석되는 신호에 대한 신호의 안정성을 분석하기 보다는 분석되는 신호가 안정적이라는 가정 하에 사용되고 있다(Blanco et al., 1995; Oppenheim and Schafer, 1999). Polikar (1999)는 분석되는 신호가 비안정적이면 푸리에 변환을 사용하는데 적합하지 않기 때문에 근전도 신호 분석 시 신호의 안정성을 보장할 필요가 있다고 하였다.

Inbar와 Noujaim(1984)은 등척성 조건에서 위팔두갈래근을 이용하여 신호의 안정성 테스트를 하였다. 실험 결과 50% MVC에서 1초의 윈도우 크기는 모두 안정적이었지만 2초의 윈도우 크기는 모두 비안정적으로 평가되었다. Bilodeau et al.(1997)은 등척성 조건에서 위팔두갈래근, 위팔노근을 이용하여 20%, 40%, 60%, 80% MVC에서 신호의 안정성을 테스트 하였다. 그 결과, 실험 대상의 92%가 안정성이 있다고 판별되었다. Kim et al.(2005)는 autoregressive model의 민감도를 비교하는 논문에서 허리 근육 신호의 안정성을 테스트 하였다. 그리하여, 15, 30, 45, 60, 75% MVC의 등척성 조건에서 신호의 94.55%가 안정 신호로 평가되었다.

최근까지 신호의 안정성에 대한 기존의 연구는 주로 위팔두갈래근을 사용하였으며, 허리 근육의 근전도 신호를 대상으로 신호의 안정성을 평가한 연구는 미흡한 실정이다. 실제로 Coorevits et al.(2008)은 허리 근육의 피로도를 평가한 기존 연구들이 신호의 안정성에 대한 조사 없이 푸리에 변환이 사용되고 있음을 지적하였고, 팔 근육과 허리 근육은 서로 성질이 다르기 때문에 허리 근육에 대한 연구가 필요함을 제안하였다.

본 연구의 목적은 등척성 조건에서 허리 굽힘 각도, 힘의 크기, 분석된 윈도우 크기에 따른 근전도 신호의 안정성을 평가하고, 신호의 안정성이 주파수 분석 결과에 미치는 영향을 평가하는 것이다.

## 2. 연구방법

### 2.1 실험참가자

과거 요통의 치료 경험이 없는 여섯 명의 피실험자가 실험에 참가하였다. 피실험자의 인체측정자료는 표 1에 제시하였다.

**표 1.** 실험참가자의 인체계측자료

| | 나이(세) | 키(cm) | 몸무게(kg) |
|---|---|---|---|
| 평균 | 25.6 | 171.0 | 60.8 |
| 표준편차 | 1.9 | 3.5 | 5.5 |

### 2.2 실험장비

등척성 수축 조건하에서 허리의 폄 운동을 실시하기 위하여 그림 1과 같은 isometric trunk exertion frame (ITEF)를 사용하였다. 실험참가자의 자세를 일정하게 유지하기 위하여 엉덩이와 발목부분을 고정시켰다. 근전도 신호를 수집하기 위하여 Coulborn Instruments사의 EMG system을 사용하였다.

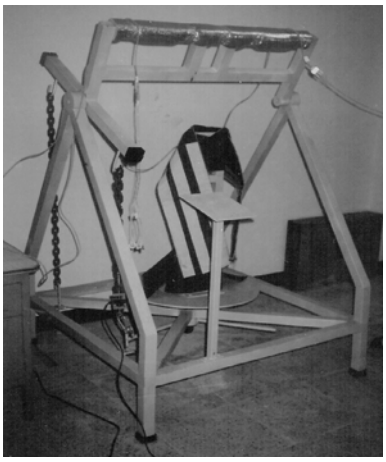

**그림 1.** ITEF(Isometric Trunk Exertion Frame)

### 2.3 근육선정

들기 작업 상황에서 허리의 폄 동작을 시뮬레이션 하기 위해 허리 폄 동작의 주동근으로 작용하는 척추세움근을 사용하였다. 척추중심선을 기준으로 L3 위치에서 좌우 4cm 떨어진 위치에 표면 전극을 부착하였다(Soderberg, 1992; Cram and Kasman, 1998).

### 2.4 실험계획

허리의 들기 작업 상황에서 근전도 신호의 안정성 평가를 위해 3×3 within-subject design을 구성하였다. 독립변수는 허리의 굽힘 각도 3수준(0도, 22.5도, 45도), 힘의 크기 3수준(0Nm, 30Nm, 60Nm)을 사용하였다. 굽힘 각도는 45도를 기준으로 근육의 active force보다 passive force가

주된 요인으로 작용하기 때문에 힘을 정확하게 해석하기 어려워 45도로 제한하였다(McGill and Norman, 1986). 힘의 크기는 NIOSH lifting guideline에서 제안하고 있는 RWL의 load constant인 23kg을 기준으로 50%수준과 100% 수준으로 사용하였다(Waters et al., 1994). 종속변수는 분석 신호의 비안정성 비율(= 비안정 구간의 윈도우 개수/ 전체 윈도우 개수)을 사용하였다. 또한, 신호의 안정성이 주파수 분석 결과에 미치는 영향을 평가하기 위해 MNF(median frequency) trend, MPF(mean power frequency) trend의 기울기와 절편을 사용하였다.

### 2.5 실험절차

피실험자에게 실험에 대한 간단한 개요를 설명하고, 허리 근육에 근전도를 부착하기 위하여 피부표면처리(skin preparation)를 하였고, 척추세움근에 전극을 붙인 후, ITEF에 단단히 고정시켰다. 먼저 중립자세에서 피실험자의 허리 폄 동작에서의 MVC(maximum voluntary contraction)를 측정하고, 굽힘 각도와 힘의 크기를 변경해 가며, 20초 동안 근전도 데이터를 수집하였다. 각 실험 간에는 5분의 휴식시간을 부여하여 피로의 영향을 최소화 하였다.

### 2.6 분석방법

근전도 신호의 안정성을 측정하기 위하여 근전도 신호 분석 연구에서 많이 사용되고 있는 reverse arrangements test와 modified reverse arrangements test를 사용하였다(Siegel and Castellan, 1988). 각 신호의 비안정성은 분석된 신호의 윈도우 개수에 대한 비안정성 구간의 개수로 계산하였다.

근전도 신호의 안정성이 주파수 분석 결과에 미치는 영향을 비교하기 위하여 median frequency(MNF) trend, mean power frequency(MPF) trend를 관찰하였다. 각 trend에 회귀분석을 적용하여 각 trend의 기울기와 절편을 계산하고, 안정 신호와 비안정 신호를 비교하였다.

## 3. 연구 결과

### 3.1 근전도 신호의 안정성 평가

허리의 굽힘 각도(F: flexion angle), 힘의 크기(L: load), 윈도우 크기(W: window size)에 따라 계산된 비안정성의 비율을 이용하여 분산분석을 실시하였다. 표 2는 reverse arrangements test와 modified reverse arrangements test를 실시하여 얻은 신호의 비안정성 비율에 대한 분산분석 결과를 나타낸 것이다.

Reverse arrangements test를 사용하여 계산된 결과에서는 모든 주요인(굽힘 각도, 힘의 크기, 분석된 윈도우 크기)과 교호작용에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. Modified reverse arrangements test를 사용하여 계산된 결과에서는 윈도우 크기 요인에 대해서만 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 같은 데이터를 이용하여 신호의 안정성 검사를 하였지만 평가기법의 종류에 따라서 신호의 비안정성의 비율에 대한 분산분석 결과가 서로 다르게 나타났다.

**표 2.** Reverse arrangements test(RAT)와 modified reverse arrangements test(MRAT)를 사용하였을 때, 비안정성 비율에 대한 분산분석 결과

| Source | $p$-value | |
|---|---|---|
| | RAT | MRAT |
| Window size | 0.001** | 0.010* |
| Load | 0.021* | 0.407 |
| Flexion | 0.016* | 0.130 |
| Load × Flexion | 0.001** | 0.646 |
| Load × Widow size | 0.005** | 0.562 |
| Flexion × Window size | 0.001** | 0.185 |
| Load × Flexion × Window size | 0.001** | 0.525 |

*$p$<0.05, **$p$<0.01

#### 3.1.1 Reverse arrangements test

Reverse arrangements test를 사용하여 분석 데이터 구간의 안정성을 검사하였을 때, 실험 조건에서 허리 근육에서는 평균적으로 1%의 비안정성 구간을 발견하였다. 그림 2(a)는 통계적으로 유의한 결과를 나타낸 주요인에 대하여 비안정 비율에 대한 수준별 결과를 나타낸 그래프이다.

윈도우 크기는 250ms, 500ms, 1000ms, 2000ms 순으로 윈도우 크기가 커짐에 따라 비안정성의 비율이 낮았다. 특히 250ms 윈도우 크기에서는 다른 윈도우 크기와 비교하여 비안정성의 비율이 매우 높았다. 힘의 크기는 0Nm에 비해 오히려 힘의 수준이 높은 30Nm, 60Nm 수준에서 비안정성이 낮았다. 굽힘 각도는 0도, 22.5도에 비해 45도에서 비안정성이 높게 나타났다.

#### 3.1.2 Modified reverse arrangements test

Modified Reverse arrangements test를 사용한 결과에서는 평균적으로 약 12%의 비안정성이 나타났다. 그림 2(b)는 주요인에 대한 수준별 비안정성의 비율을 나타낸 것이다.

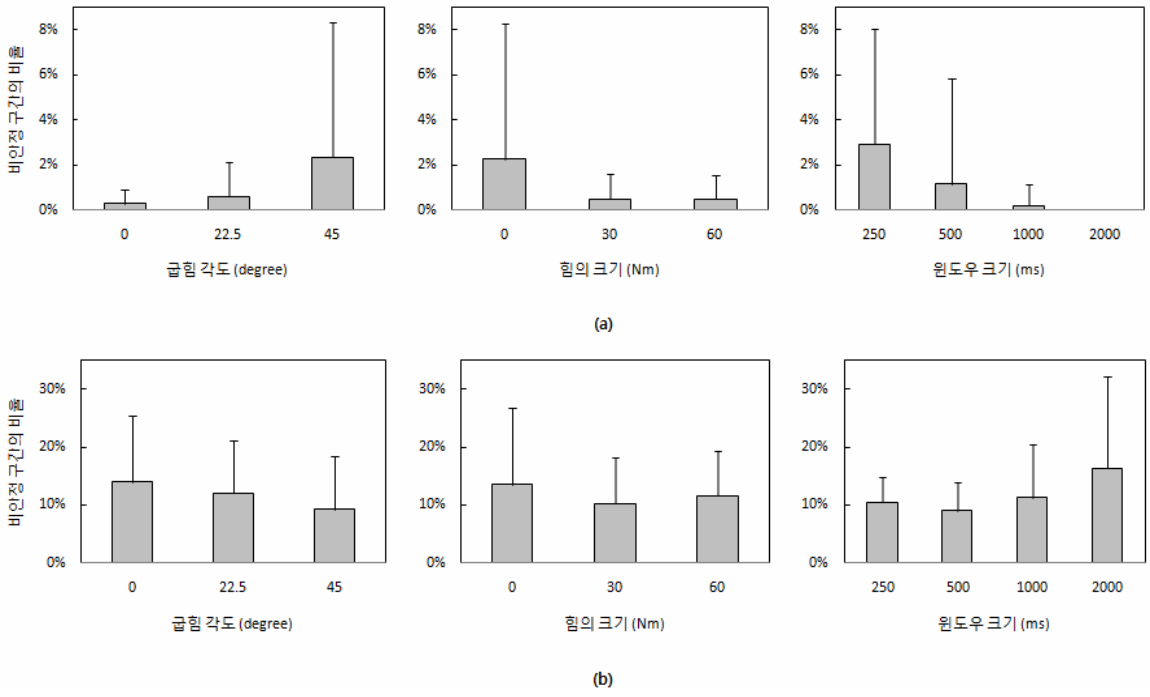


**그림 2.** 굽힘 각도, 힘의 크기, 윈도우 크기에 따른 근전도 신호의 비안정성의 비율
(a) Reverse arrangements test를 사용하여 계산 (b) Modified reverse arrangements test를 사용하여 계산

250ms, 500ms, 1000ms 윈도우 크기에서 비안정성이 낮게 나타난 반면, 2000ms 윈도우 크기에서는 비안정성의 비율이 매우 높게 나타났다. 윈도우 크기 중 500ms 윈도우 크기에서 가장 비안정성의 비율이 낮았다. 힘의 크기는 통계적으로 의미가 없게 나타났고, 굽힘 각도는 비안정성의 비율이 통계적으로 유의하지는 않지만 굽힘 각도가 커짐에 따라 비안정성이 감소하는 경향을 나타냈다.

### 3.2 주파수 분석 결과에 미치는 영향

신호의 안정성 검사 결과를 이용하여 안정 신호(비안정 구간이 제거된 신호)와 비안정 신호(비안정 구간이 포함된 신호)를 추출하였다. 각각에 대한 MNF trend, MPF trend를 관찰하고, 회귀분석을 이용하여 각 trend의 기울기와 절편을 계산하였다.

#### 3.2.1 기울기 오차 비교

그림 3(a)는 MNF trend, MPF trend에서 비안정 신호의 기울기와 안정 신호의 기울기를 비교하여 오차를 나타낸 것이다. 비안정 신호는 안정 신호와 비교하여 MNF의 경우, 3.6~6.3%의 오차가 나타났고, MPF의 경우, 3.8~5.1%의 오차가 나타났다. MNF는 500ms 윈도우 크기에서, MPF는 500ms, 2000ms 윈도우 크기에서 오차가 적게 나타났다.

#### 3.2.2 절편 오차 비교

그림 3(b)는 MNF trend, MPF trend에서 비안정 신호의 절편과 안정 신호의 절편을 비교하여 오차를 나타낸 것이다. 비안정 신호는 안정 신호와 비교하여 오차를 나타낸 것이다. 비안정 신호는 안정 신호와 비교하여 MNF, MPF trend의 절편이 평균적으로 1Hz 미만의 오차를 나타내고 있었다. 그러므로 안정 신호와 비안정 신호의 절편 값에는 차이가 없음을 알 수 있었다.

## 4. 토 의

근전도 신호를 이용하여 주파수 분석을 할 때 분석되는 근전도 신호는 최소한의 약한 안정성(weakly stationary or wide sense stationary)의 성질을 가지고 있어야 한다(Popivanov and Todorov, 1986; Shankar et al., 1989). 신호의 안정성은 시간에 따라 신호의 통계적 모멘트가 변하지 않는 것으로 정의되고, 약한 안정성은 평균, 분산을 분석하여 평가된다(Duchêne and Goubel, 1993). 그러나, 근전도 신호를 이용한 많은 연구들이 등척성 운동 중 %MVC 수준이 높지 않은 실험에 대해 안정성의 문제를 고려하지

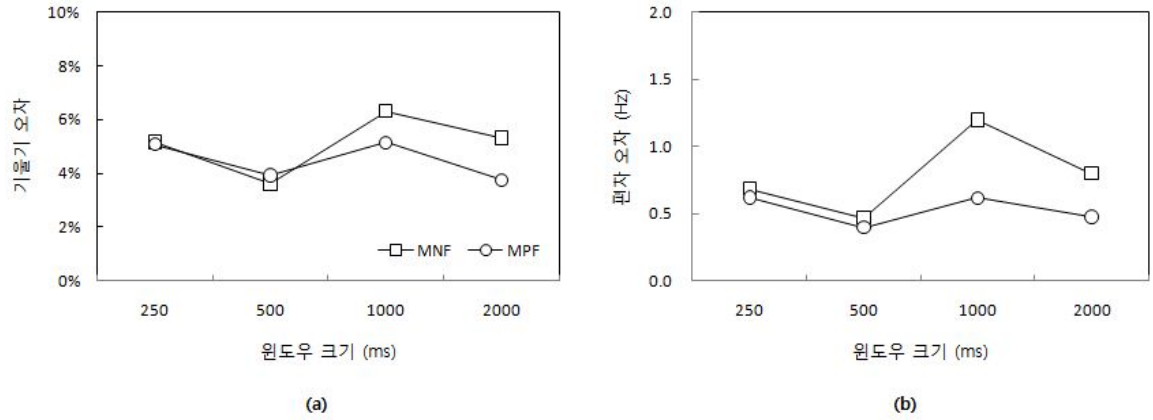


**그림 3.** 윈도우 크기에 따른 안정 신호와 비안정성 신호의 차이 비교
(a) MNF, MPF trend의 기울기 오차 (b) MNF, MPF trend의 편차 오차

않고 안정성을 가정하여 연구 결과를 발표하고 있다. 특히 팔의 굽힘 동작에 대한 안정성 결과들이 꾸준하게 연구되어 온 것과 대조적으로 들기 작업에 주요한 영향을 미치는 허리 근육에 대한 안정성 평가는 일부 연구에서만 진행되었다. 본 연구에서는 들기 작업에서 나타날 수 있는 허리의 굽힘 동작, 허리에 부가되는 힘의 크기에 따른 근전도 신호의 안정성 평가를 실시하여 굽힘 동작과 힘의 크기에 따라 안정성이 달라질 수 있음을 보였다.

기존 연구에서는 근전도 신호의 안정성을 평가하기 위해 runs test, reverse arrangements test, modified reverse arrangements test를 주로 사용하였다. Runs test는 신호의 랜덤성을 평가하고, reverse arrangements test는 평균에 대한 안정성을 평가하며, modified reverse arrangements test는 분산에 대한 안정성을 테스트한다. 그리하여 이 세 가지 테스트는 신호의 안정성 측면을 볼 때 약한 안정성을 검증할 수 있는 기초적인 수단이 될 수 있다. Beck et al. (2006)은 세 가지 테스트에 대한 검증 모의실험을 통해 세 가지 테스트에 대한 결과가 일치하지 않기 때문에 사용에 유의를 해야 한다고 제시하였지만, reverse arrangements test는 평균을, modified reverse arrangements test는 분산을 평가하는 것이기 때문에 이 두 테스트 모두를 만족하는 신호가 최소한의 약한 안정성을 갖는 신호라고 평가하는 것이 옳을 것으로 판단된다. 그리하여 본 실험에서는 이 두 가지 테스트를 모두 신호의 안정성 평가를 위해 사용하였다.

본 실험 결과 굽힘 각도, 힘의 크기에 따른 실험 환경에 따라, 윈도우 크기, 안정성 평가기법에 따른 분석 환경에 따라 근전도 신호의 안정성이 다르게 나타났다. 이 사실은 실험을 통하여 근전도 신호를 추출할 때 실험 환경에 따른 신호의 안정성에 대한 세심한 고려가 필요함을 의미하고, 같은 데이터를 이용하더라도 분석을 하는 방법에 따라 결과가 달라질 수 있음을 의미한다. 그러므로 연구자들은 분석 시 분석 오차를 최소화할 수 있도록 분석 환경을 제공해야 할 것이다. Reverse arrangements test에서는 250ms 윈도우 크기를 제외한 나머지 윈도우 크기 모두에서 안정성이 높게 나타났다. Modified reverse arrangements test에서는 500ms에서 안정성이 가장 높게 나타났다. 이 두 결과를 종합해 볼 때 500ms 윈도우 크기는 주파수 분석 결과에 오차를 적게 줄 수 있는 크기로 사용될 수 있을 것이다.

## 5. 결 론

본 연구에서는 허리의 굽힘 각도, 부하 크기, 분석된 윈도우 크기에 따른 근전도 신호의 안정성을 평가하고, 근전도 신호의 안정성이 주파수 분석 파라미터인 MPF, MNF 분석 결과에 미치는 영향을 평가하였다.

허리 근육을 이용한 근전도 안정성 평가에서는 두 가지 테스트 모두 윈도우 사이즈에 따라 안정성의 결과가 다르게 나타났고, 특히 500ms 윈도우 크기를 사용하여 분석하였을 때 신호의 안정성이 가장 높았다. 신호의 안정성에 따른 주파수 분석 결과에서도 500ms 윈도우 크기에서 기울기의 오차가 최소가 되는 것을 알 수 있었다. 그러므로 500ms 윈도우 크기는 근전도 신호의 비안정성을 최소화할 수 있고 비안정성으로 인해 발생할 수 있는 오차를 줄일 수 있는 윈도우 크기로 사용될 수 있을 것이다.

## 참고 문헌


Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T. and Coburn, J. W., Mechanomyographic and electromyographic time and frequency domain responses during submaximal to maximal isokinetic muscle actions of the biceps brachii, *European Journal of Applied Physiology*, 92, 352-9, 2004.

Beck, T. W., Housha, T. J., Weir, J. P., Cramer, J. T., Vardaxis, V., Johnson, G. O., Coburn, J. W., Malek, M. H. and Mielke, M., An examination of the Runs Test, Reverse Arrangements Test, and modified Reverse Arrangements Test for assessing surface EMG signal stationarity, *Journal of Neuroscience Methods*, 156(1-2), 242-248, 2006.

Bilodeau, M., Cincera, M., Bertrand A. A., Gravel, D., Normality and stationarity of EMG signals of elbow flexor muscles during ramp and step isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 87-96, 1997.

Blanco, S., Garcia, H., Quian, R., Quian, Q. R., Romanelli, L. and Rosso, O. A., Stationarity of the EEG series, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 14, 395-9, 1995.

Coburn, J. W., Housh, T. J., Cramer, J. T., Weir, J. P., Miller, J. M. and Beck, T. W., Mechanomyographic and electromyographic responses of the vastus medialis muscle during isometric and concentric muscle actions, *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 412 -420, 2005.

Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., Druyts, H., Karlsson, J. S., Moor, G. D. and Vanderstraeten, G., Correlations between short-time Fourier- and continuous wavelet transforms in the analysis of localized back and hip muscle fatigue during isometric contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 637-644, 2008.

Cram, J. R. and Kasman, G. S., *Introduction to Surface Electromyography*, Gaitherburg, Md: Aspen Publishers, Inc, 1998.

Duchêne, J. and Goubel, F., Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events, CRC Critical Reviews in Bioengineering, 21, 313-97, 1993.

Horita, T. and Ishiko, T., Relationships between muscle lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man, *European Journal of Applied Physiology*, 56, 18-23, 1987.

Inbar, G. F. and Noujaim, A. E., On surface EMG spectral characterization and its application to diagnostic classification, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 31(9), 597-604, 1984.

Kim, J. Y., Jung, M. C. and Haight, J. M., The sensitivity of autoregressive model coefficient in quantification of trunk muscle fatigue during a sustained isometric contraction, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(4), 321-330, 2005.

McGill, G. A. and Norman, R. W., Partitioning the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting, *Spine*, 11, 666-678, 1986.

Oppenheim, A. V. and Schafer, R. W., *Discrete-time signal processing*, 2nd ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, 1999.

Perry, S. R., Housh, T. J., Weir, J. P., Johnson, G. O., Bull, A. J. and Ebersole, K. T., Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signals during incremental cycle ergometry, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 299-305, 2001.

Petrofsky, J. S., Frequency and amplitude analysis of the EMG during exercise on the bicycle ergometer, *European Journal of Applied Physiology*, 41, 1-15, 1979.

Polikar, R., *The story of wavelets in Physics and Modern Topics in Mechanical and Electrical Engineering*, World Scientific and Engineering Society Press, 1999.

Popivanov, D. and Todorov, A., Statistical procedures for interference EMG power spectra estimation, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 24, 344-350, 1986.

Shankar, S., Gander, R. E. and Brandell, B. R., Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 73, 142-150, 1989.

Siegel, S. and Castellan, Jr. N. J., *Nonparametric statistics for the behavioral sciences*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1988.

Soderberg, G. L., *Selected Topics in Surface electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*, Rockville, Md: US Dept of Health and Human Services, Public Health Service, Publication No. 91-100, 1992.

Waters, T. R., Putz-Anderson V. and Garg, A., *Applications manual for the revised NIOSH lifting equation*, DHHS(NIOSH) Pub. No. 94-110, U. S. Department of Health and Human services, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati, Ohio, 1994.


## ◐ 저자 소개 ◑


❖ 조 영 진 ❖ soulian@hanyang.ac.kr

한양대학교 대학원 산업공학과 박사수료

현 재: 한양대학교 대학원 산업공학과 박사과정

관심분야: 생체역학, 생리신호처리, 인체공학디자인

❖ 김 정 룡 ❖ jungkim@hanyang.ac.kr

The Ohio state University 산업공학과 박사

현 재: 한양대학교 산업경영공학과 교수

관심분야: 생체역학, 인지심리학, 인체공학디자인



논 문 접 수 일 (Date Received) : 2009년 08월 20일

논 문 수 정 일 (Date Revised) : 2010년 02월 17일

논문게재승인일 (Date Accepted) : 2010년 02월 17일