

근육 피로도 분석시 사용되는 매개변수들간의 민감도 비교 연구

정명철*, 김정룡*

*한양대학교 산업공학과

초록

근전도(EMG: Electromyogram)를 사용하여 국부 근육 피로(Localized Muscle Fatigue)를 정량화로 분석하기 위해 널리 이용되고 있는 AR(Autoregressive) 모델의 1차 계수, RMS(Root Mean Square), ZCR(Zero Crossing Rate), MPF(Mean Power Frequency), MF(Median Frequency)를 선택하여, 근육이 발휘하는 힘과 시간의 흐름에 따라 근육 피로의 정도를 민감하게 나타내는 매개변수를 규명하였다.

피실험자 10 명의 좌우 척주세움근(Erector Spinae Muscle)을 대상으로 등장수축(Sustained Isometric Contraction) 조건에서 허리의 신전(Extension) 운동을 실시하였다. 이때 발휘해야 하는 힘의 수준은 15%, 30%, 45%, 60%, 75% MVC로 정하였고 각 수준마다 20 초 동안 근전도를 측정하였다. 데이터 분석은 총 20 초 구간의 근전도를 0.5 초 간격으로 나누어 매개변수들을 각각 구하고 분석을 실시하였다.

시간의 흐름에 대한 피로도 분석 결과, AR 모델의 1차 계수와 MPF가 유의한 차이를 보였으며, 낮은 수준의 %MVC에서는 AR 계수가, 높은 수준에서는 MPF가 민감한 반응 결과를 나타냈다. 그리고 근육이 발휘하는 힘의 정도를 분석하기 위해 주로 사용되고 있는 RMS보다는 더 AR 계수가 모든 수준에서 뚜렷하게 차이를 보인 것이 확인되었다. 따라서 AR 모델의 1차 계수가 근육의 피로 정도와 힘의 수준을 다른 매개변수에 비해 더욱 민감하게 구별함이 입증되었다. 이러한 결과는 다른 분야에서도 근육 피로를 정량적으로 측정하는데 사용될 수 있을 것으로 생각되며, 개인적 변이도를 고려한 확률 기법을 사용한다면 보다 정확한 근전도 분석이 이루어질 것으로 기대된다.

제 1 장 서 론

근전도는 근육의 사용 여부와 힘, 피로도 등과 같은 근육 특성을 정량화할 수 있는 유일한 측정 방법이며, 근전도 신호를 효과적으로 분석하는 방법들을 개발하여 정확한 정보를 얻고자 노력하고 있다.

특히 육체 피로의 한 형태 국부 근육 피로(Localized Muscle Fatigue)를 측정하기 위해 여러 가지 매개변수(Parameter)를 이용한 분석 기법들이 연구되고 있다. 근육 피로시 주파수 천이(Frequency Shift)를 발견한 Piper의 연구를 시초로 주파수 분석이 시작되어 근육의 피로 정도에 따라 MPF(Mean Power Frequency)와 MF(Median Frequency)가 감소하는 것을 알아냈고, Cobb와 Forbes가 근전도의 진폭이 증가

생리적 요인들과 결부시켜 RMS(Root Mean Square), ZCR(Zero Crossing Rate), 시계열 모델(Time Series Model) 등을 근육 피로의 분석 매개변수로 사용하고 있다.

본 연구에서는 피로 분석에 널리 사용되는 AR 모델의 1차 계수, RMS, ZCR, MPF, MF 중에서 Submaximal MVC(Maximum Voluntary Contraction)로 등장 수축을 하는 동안 근육이 발휘하는 힘과 시간의 흐름에 따라 생리적 변화인 근육 피로 정도를 민감하게 나타내는 매개변수를 규명하고자 한다.

제 2 장 연구 방법

2.1 귀무가설

본 연구의 귀무가설은 '근육이 발휘하는 힘의 세기 측면에서 이 매개변수들간에 차이가 없다'와 '일정한 힘을 발휘하는 동안 시간의 흐름 측면에서 차이가 없다'로 나눌 수 있다.

2.2 피실험자

과거 허리 병력이 없는 10 명의 남자 대학원생이 이 실험에 자원하였다. 피실험자들의 평균 나이는 27.2 세(26 세 ~ 29 세), 평균 키는 170.3cm(160cm ~ 177cm), 평균 몸무게 68.5Kg(57Kg ~ 82.5Kg)이다.

2.3 실험 계획

피실험자가 허리의 신전(Extension) 운동을 하는 동안 발휘해야 하는 힘의 수준은 15%, 30%, 45%, 60%, 75% MVC 로 결정하여 1인자 5 수준 Within-Subject Design 으로 실험을 실시하였으며, 실험 순서는 라틴 방격법(Latin Square Design)을 이용하여 무작위로 실시하였다. 근전도를 측정할 근육은 사람의 몸통을 뒤로 젖혀지게 작용하는 왼쪽 척주세움근(LESM: Left Erector Spinae Muscle)과 오른쪽 척주세움근(RESM: Right Erector Spinae Muscles)으로 선정하였다.

2.4 실험 장비



그림 1. 실험 장비

전체 실험 장비를 셋팅한 장면을 그림 1에 나타내었다. 등장수축 조건에서 허리의 신전 운동을 할 수 있도록 인체공학연구실에서 특수 제작한 ITEF(Isometric Trunk Exertion Frame)를 사용하였다. MVC와 각 수준의 %MVC를 측정하기 위해 Bongshin Loadcell 500DBBP와 Digital Indicator BS-300A를 연결하였다.

선택한 근육의 신호를 추출하기 위해 V91-93 표면전극과 두 채널의 High Gain Bioamplifier with Bandpass Filter S75-01, High Speed Videograph I/O Port L19-02를 장착한 Coulbourn Instruments사의 근전도 시스템을 이용하였다. 이득(Gain)은 $\times 2500$, 고차단 주파수는 1000Hz, 저차단 주파수 1Hz로 조절하였다.

신호 처리를 위해 Dataq Instruments사의 WinDaq/200과 WinDaq/EX를 사용하였고, Nyquist Rate인 1024Hz의 샘플링 주파수(Sampling Frequency)를 각 채널별로 사용하였다[2][5]. 또한 이렇게 추출한 근전도 분석은 알고리즘을 직접 C언어로 프로그래밍하여 사용하였다.

2.5 실험 절차

실험 절차는 MVC 측정 후 %MVC 수준별로 근전도를 측정하였다. 피실험자에게 실험 목적과 주의사항을 전달하고, 피실험자가 신전 운동시 척추세움근만을 사용하도록 유도하기 위해 ITEF에 엉덩이와 상체를 그림 2와 같이 단단히 고정시켰다. EMG 신호의 잡음을 줄이기 위해 L3/L4 부위를 소독약으로 닦고 30mm 간격으로 LESM과 RESM에 각각 표면전극을 그림 3처럼 부착하였다[5].

20°로 허리를 유지할 수 있도록 ITEF를 조정한 후 5초간 최대한 힘을 내어 신전 운동을 하였다. 이를 세 번 반복하며 중간에 5분씩 휴식을 취하였다. 매 실험마다 Digital Indicator를 보고 Peak MVC를 기록하였으며, 이 중에서 가장 근접한 두개의 Peak MVC를 평균하여 사용하였다.

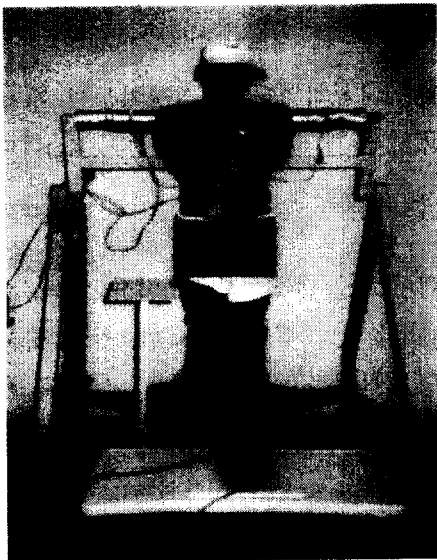


그림 2. 실험 장면

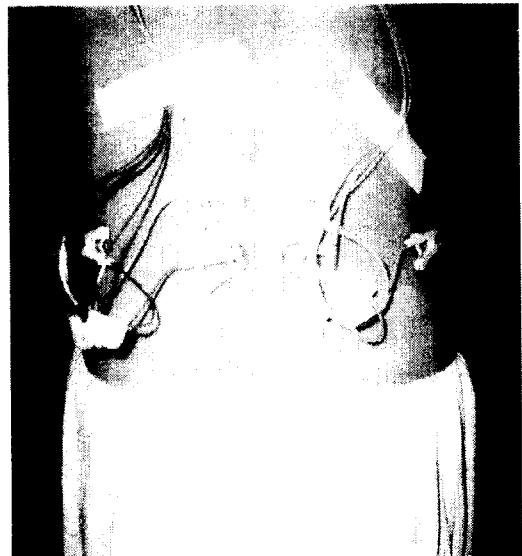


그림 3. 표면전극과 부착 위치

MVC 측정 후 각 수준의 %MVC를 계산하고, 수준별 측정은 20초 동안 실시하였으며 근육 회복을 위해 각 측정 중간에 7분간 휴식을 취하였다. 근전도는 원하는 힘의 수준에 도달한 후부터 측정하였다.

2.6 데이터 분석

신호마다 연 검정을 실시하여 안정성이 높은 구간과 AR 모델의 차수를 결정하였다. 결정된 구간마다 Levinson-Durbin Algorithm을 이용하여 AR 계수를 계산하고, RMS, ZCR을 구하였으며, MPF와 MF는 Hanning Window를 통해 512-point FFT로 변환하여 Power Spectrum을 구한 후 계산하였다[2].

이렇게 구한 매개변수들을 사용하여 %MVC와 시간 흐름 측면에서 ANOVA와 Duncan을 이용한 Post-hoc Test를 실시하여 매개변수간의 차이를 분석하였고, 이어 단순 회귀 분석으로 근육 피로에 민감한 매개변수를 규명하였다.

제 3 장 결 과

3.1 자기회귀 선형모델의 적용 검증

근전도의 안정성 검증을 위해 총 20 초 신호를 0.5 초, 1 초, 2 초, 4 초 간격의 네 경우로 나누어 각 구간마다 유의수준 α 가 0.05 인 조건에서 연 검정을 실시하였다.

0.5 초 간격의 경우 모든 근전도는 총 4000 개 구간으로 나누어지며 각 구간마다 연 검정을 실시한 결과, 총 218 구간을 제외한 나머지 3782 구간에서 신호의 안정성이 검증되었다. 1 초와 2 초, 4 초의 경우에도 같은 분석을 실시하였으며 이를 표 1에 정리하였다. 연구 결과, 안정성 비율이 가장 높은 0.5 초 간격을 분석 구간으로 결정하였고, 안정성이 검증되지 않은 218 구간에서는 AR 모델만 적용하지 않았다.

표 1. 연 검정

%MVC	0.5 초 간격	1 초 간격	2 초 간격	4 초 간격
안정 구간 수	3782	1872	906	447
총 구간 수	4000	2000	1000	500
백분율(%)	94.55	93.6	90.6	89.4

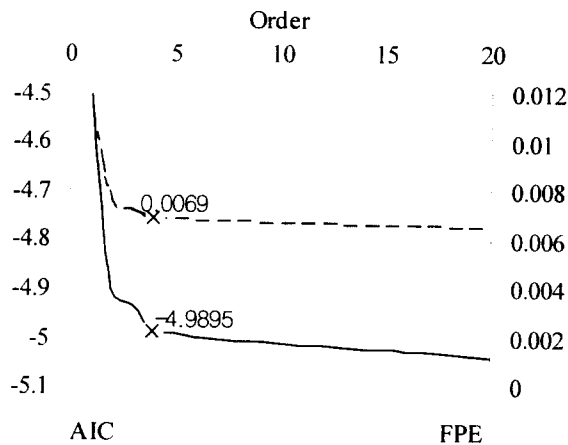


그림 4. AIC 와 FPE

AR 모델의 최적 차수를 AIC 와 FPE 를 기준으로 결정하였다. 그림 4 에서 보듯이 AIC 와 FPE 는 1 차에서부터 3 차까지는 급격히 감소하다가 4 차부터 20 차까지 완만하게 감소함을 알 수 있었다. 따라서 AIC 나 FPE 가 가장 적은 20 차 선형 모델을 사용하여야 하나, 계산의 효율성 측면에서 4 차 모델로도 충분히 근전도를 예측할 수 있으므로 이를 사용하기로 하였다.

3.2 각 매개변수의 기술 통계량

19782 개의 데이터를 매개변수별로 10 명의 피실험자를 평균한 기술 통계량을 표 2에 정리하였다.

표 2. 각 매개변수의 기술 통계량

Parameter	N	Mean	SD	Minimum	Maximum
ARC	3782	1.365267	0.240787	0.836741	2.122261
RMS	4000	0.44167	0.226056	0.095736	1.403293
ZCR	4000	106.7758	21.61565	49	167
MPF	4000	144.1344	20.08907	82.81721	196.817
MF	4000	114.4114	21.70793	47.88795	180.4534

3.3 %MVC 수준에 대한 매개변수 분석

유의수준 $\alpha = 0.01$ 조건에서 %MVC와 매개변수들간의 유의한 차이를 보기 위해 ANOVA를 실시하였다. 분석 결과를 표 3에 정리하였으며, 매개변수 모두 유의한 차이를 보였다.

표 3. 각 매개변수의 %MVC 별 분산 분석 결과

Parameter	Source	DF	SS	MS	F Value	Pr > F
ARC	%MVC	4	11.5599	28.8997	51.83	0.0001
	%MVC*Subject	36	20.0736	0.5576	-	-
RMS	%MVC	4	100.64716450	25.16179112	12.75	0.0001
	%MVC*Subject	45	88.78584821	1.97301885	-	-
ZCR	%MVC	4	758084.7415	189521.1854	11.91	0.0001
	%MVC*Subject	45	716163.4188	15914.7426	-	-
MPF	%MVC	4	775880.7150	193970.1788	15.20	0.0001
	%MVC*Subject	45	574116.9684	12758.1549	-	-
MF	%MVC	4	782731.7566	195682.9392	12.16	0.0001
	%MVC*Subject	45	724383.5590	16097.4124	-	-

근육이 발휘한 힘의 수준간에 유의한 차이를 보인 각 매개변수에 대해 유의수준 $\alpha = 0.05$ 에서 Duncan 다중범위 검정(Multiple-Range Test)을 실시하였다. 분석 결과, 진폭과 관련이 있는 AR 모델의 1차 계수와 RMS는 힘이 증가할 수록 증가하는 비례의 선형 관계를 보였고, 주파수 관련 매개변수는 감소하는 반비례 관계를 보였다. Post-hoc Test 결과 AR 모델의 1차 계수가 가장 뚜렷하게 각 %MVC의 수준을 구별하였으며 나머지 매개변수들은 RMS와 같은 유형으로 그룹화 되었다.

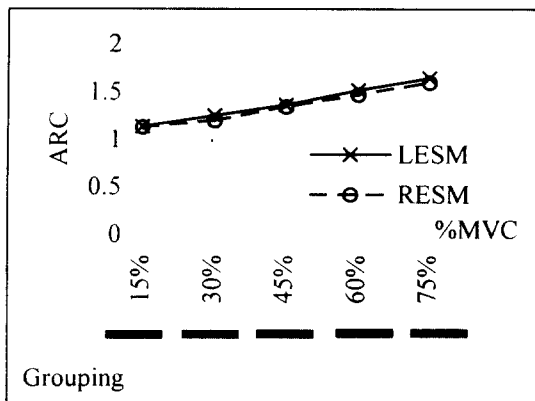


그림 5. ARC의 %MVC 별 Post-hoc Test

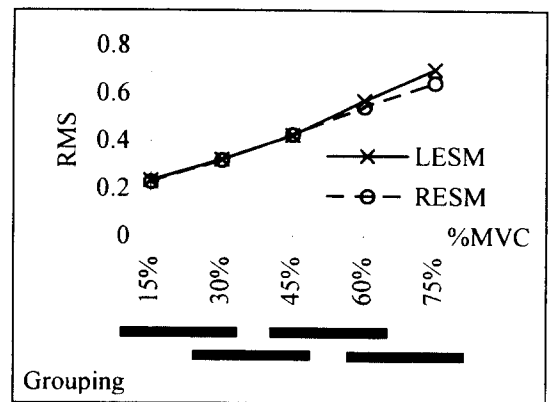


그림 6. RMS의 %MVC 별 Post-hoc Test

%MVC 수준에 따라 각 매개변수들의 추이를 관찰하고 이를 단순 회귀 분석을 통해 매개변수들에 관한 선형 모형을 결정하였다. 표 4에 각 매개변수들의 회귀 모형 계수와 결정 계수 R^2 를 정리하였다. 회귀 분석 결과 힘의 수준을 잘 반영하는 RMS보다 AR 모델 1차 계수가 R^2 가 큰 것으로 나타났다.

또한 어느 주파수 관련 매개변수보다도 가장 효과적으로 힘의 수준을 구별하였다.

표 4. %MVC 수준에 따른 회귀 분석 결과

Parameter	Slope	Intercept	R ²
ARC	0.008527	0.999904	0.5834
RMS	0.007886	0.095637	0.5830
ZCR	-0.666783	135.796750	0.4231
MPF	-0.666913	173.052815	0.5097
MF	-0.662536	142.912673	0.4299

3.4 시간의 흐름에 대한 매개변수 분석

시간의 흐름 측면에서 40 개 구간으로 나누어진 매개변수들의 구간별 변화의 유의한 차이를 분석하기 위해 평균과 ANOVA 를 실시하여 표 5 에 정리하였다.

표 5. 각 매개변수의 구간별 분산 분석 결과

Parameter	Source	DF	SS	MS	F Value	Pr > F
ARC	Interval	39	10.489	0.269	51.84	0.0001
	Interval*Subject	351	1.821	0.005	-	-
RMS	Interval	39	0.248	0.006	0.03	1.0000
	Interval*Subject	360	75.153	0.209	-	-
ZCR	Interval	39	76895.758	1971.686	1.32	0.1036
	Interval*Subject	360	538768.190	1496.578	-	-
MPF	Interval	39	82773.176	2122.389	1.86	0.0020
	Interval*Subject	360	411252.085	1142.367	-	-
MF	Interval	39	77946.852	1998.637	1.37	0.0746
	Interval*Subject	360	524770.298	1457.695	-	-

분산 분석 결과 유의수준 0.05 에서 AR 모델의 1 차 계수와 MPF 만이 유의한 결과를 보였고, 그 외 매개변수들은 모델이 기각되지 않았다. 이후 Duncan 다중범위 검정으로 추가 분석을 한 결과 AR 계수는 40 개의 구간이 17 개 그룹으로, MPF 는 7 개로 그룹으로 각각 분석되었다.

시간 흐름에 인한 피로도에 따라 각 매개변수들의 변화 추이를 보기 위해 10 명의 피실험자를 구간별로 평균하고, 첫번째 구간의 값으로 모든 구간을 나누어 모든 매개변수가 1 부터 시작하도록 정규화(Normalization)하여 그림 7, 8 에 나타내었다. 이 결과를 보면 AR 모델의 1 차 계수는 증가하는 추세를 보이며, RMS 는 거의 수평을 이룬다. 주파수 관련 매개변수들은 반대 성향을 띤다. 15% MVC 수준에서 만 구간별 변동이 심하며, 75% MVC 수준에서 기울기의 정도가 급해지는 것을 알 수가 있었다.

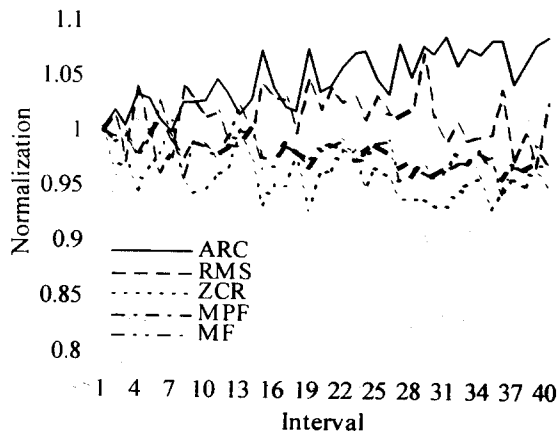


그림 7. 15% MVC 수준의 시간별 추이

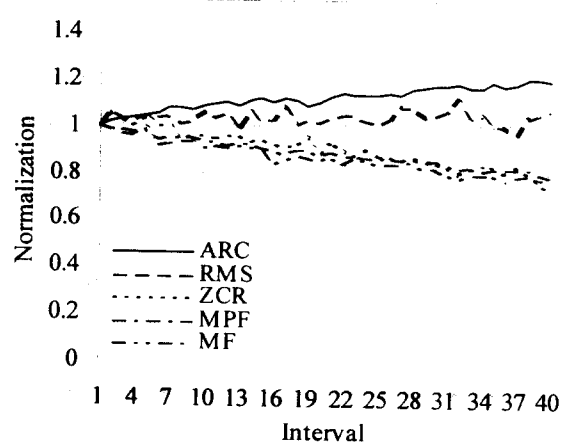


그림 8. 75% MVC 수준의 시간별 추이

분산 분석 후 모든 매개변수를 대상으로 단순 회귀 분석을 실시하였다. 표 6은 개개인의 피실험자를 대상으로 회귀 분석한 결과의 평균이다. 평균을 사용한 이유는 개인간 근육 특성의 차이로 변이도가 존재하여 모든 피실험자를 대상으로 회귀 분석을 실시하였을 경우 회귀 모형의 적합성이 크게 떨어진다.

표 6. 각 %MVC 수준에서 시간 흐름에 따른 피로도 회귀 분석 결과

Parameter	%MVC	Slope	Intercept	R ²
ARC	15%	0.0019396	1.0958472	0.13463
	30%	0.0032854	1.1573092	0.28129
	45%	0.0041584	1.2703901	0.33401
	60%	0.0063593	1.3633209	0.49434
	75%	0.0068259	1.4821945	0.49312
MPF	15%	-0.131239	164.31666	0.06217
	30%	-0.279151	161.50127	0.22557
	45%	-0.352477	152.76788	0.33924
	60%	-0.541036	145.42438	0.51989
	75%	-0.646615	136.64753	0.59094

회귀 분석 결과는 분산 분석과 비슷하였다. R²가 저 수준 %MVC에서는 AR 계수가 크고, 45%에서 75% MVC에서는 MPF가 더 크게 나타났다.

제 4 장 토 론

본 연구를 통하여 근육이 발휘한 힘과 피로 정도를 분석하는 매개변수로서 AR 모델의 적용 타당성과 민감성을 입증하였으며, 0.5 초의 안정성 구간과 4 차의 AR 모델이 최적임을 검증하였다[4]. 그리고 AR 모델의 특성상 시간 지연이 발생하므로 이를 고려하면 정확한 분석 결과를 얻을 수 있으리라 본다.

현재까지 근육 수축력 분석에 RMS 를 주로 사용하였으나, AR 모델의 1 차 계수보다 변별력이 현저히 떨어지는 것을 확인하였으며, 피로 분석에 사용되는 주파수 관련 매개변수도 이 정도의 차이는 보였다.

시간의 흐름으로 발생하는 피로도 측면에서도 AR 모델의 1 차 계수와 MPF 가 유의함을 알 수 있었으며 RMS 는 전혀 근육 피로 정도를 반영하지 못하였다. 여러 분석 결과, 60%MVC 이하의 낮은 수준에서는 AR 계수가 민감한 매개변수라는 사실을 발견했고, 이 이상의 높은 수준에서는 MPF 가 민감하게 사용될 수 있다는 사실을 알아냈다. 이 결과는 65% MVC 이하에서만 분석한 Seidel 의 연구 결과와 일치하기도 한다[1]. 이와 같이 힘의 크기를 뚜렷하게 구별하고 낮은 수준의 힘으로 인한 피로 정도에 민감한 반응을 보였기 때문에 AR 모델의 1 차 계수는 근육 활동의 기본적인 정보를 요하는 분석에서 유용하게 사용될 수 있을 것이다. 추가 분석으로 피로에 대한 민감성 여부 논란이 잦았던 MPF 와 MF 간에는 MPF 가 월등히 좋은 결과를 보였다.

본 연구에서는 국부 근육의 피로를 가장 민감하게 나타내는 매개변수를 선정할 수 있었다. 앞으로는 등장수축을 바탕으로 진행된 이 연구를 발전시켜 동적 운동과 같은 여러 상황에서 잘 설명되는 매개변수 규명이 요구되며, 보다 정확한 분석을 위해 확률적 기법을 이용한 근전도 해석이 필요하고 생각한다. 본 연구 결과는 인간공학 분야뿐만 아니라 스포츠 및 의학계에서도 근육 피로를 정량적으로 측정하는데 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] 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, pp 592-602.
- [2] Proakis, J., and Manolakis, D. (1996), *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications (3rd Ed.)*, Prentice Hall Inc.
- [3] Basmajian, J., and De Luca, C. (1985), *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography(5th Ed.)*, Williams & Wilkins.
- [4] 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.
- [5] Marras., W. (1987), *Preparation, Recording and Analysis of the EMG Signal*, Trends in Ergonomics/Human Factors IV, Elsevier Science Publishers B. V., pp 701-707.