

Parameterization of Dynamic Electromyographic Signal for Diagnosing L4/L5 Disc Patients

L4/L5 디스크 환자 진단을 위한 동적 근전도 신호의 정량화 기법 개발

Soo-Don Hyun* · Jung-Yong Kim*

현수돈* · 김정룡*

Abstract

Numerical parameters have been developed to diagnose L4/L5 disc patients during repetitive flexions and extensions. Electromyography(EMG) has been used to define the muscle excitation and movement cycle in this study. Twenty healthy subjects and twenty L4/L5 disc patients were recruited for the experiment. The subjective pain levels of patients were recorded as 3.7 ± 1.6 according to visual analogue scale where 10 was the maximum pain level. Variance ratio of motion cycle was suggested as a new parameter to examine the consistency of the trunk movement. The results indicated that the temporal EMG pattern such as peak time difference between Quadriceps and Hamstrings, the duration of coexcitation between Erector spinae and Rectus abdominis muscle pairs showed a statistically significant difference between healthy subjects and patients. Variance ratio of External oblique and Internal oblique also showed a statistically significant difference. It is expected that those results could be used for diagnosis by building a database for various back pain patients and healthy subjects. This method can eventually help physicians for early diagnosis and prevention of low back disorders.

1. 서론

요통은 모든 사람의 80%가 경험한다고 하며[1][2], 현대사회에 있어 많은 경제적인 부담을 주는 증상이다. 1986년 미국에서는 요통으로 인한 보상비가 111억 달러로 산출되었고, 최근의 통화가치로 보면 약 330억 달러로 계산되었으며, 전체 상해 보상비의 45%를 차지하고 있다[3]. NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) 의 자료[4]는 근골격계 질환의 약 절반은 요통이

차지하고 있다고 밝히고 있다. 우리나라의 경우 산업재해 중 요통재해가 차지하는 비중은 '93년의 4.92%에서 '94년에는 32%로 증가하였으며[5], 요통재해로 인한 일인당 평균 요양급여액수는 '92년에 약 356만원, '93년에 316만원에 달하며, 이에 휴업급여를 더하면 위 액수의 2배 이상이 되어 상당한 액수라 할 수 있겠다[6].

산업화된 선진국에서는 요통이 근로능력손실의 가장 중요한 원인이고[2][7][8][9], 이로 인한 경제적 손실이 가장 크므로[1][8] 중요한 사회경제적 문제로 대두되고 있으며

* 한양대학교 산업공학과

[10], 앞으로 이러한 현상이 더 심각해질 것으로 예상된다[11]. 요통은 선진산업국으로 진입하고 있는 우리나라에서도 발생 가능성이 큰 선진국 재해 유형을 지닌 질병이다[12]. 요통의 치료를 위하여 많은 연구와 노력이 계속되어 왔지만 아직도 효과적인 치료방법이 확립되어 있지 않으며, 수술적 치료를 제외한 여러 치료노력들은 사실상 요통의 자연치유에 의존하고 있는 실정이다[13][14][15][16][17].

이러한 요통(low-back pain)의 원인을 효과적으로 진단하고 치료하기 위해서, X-ray 나 MRI 혹은 CT scan과 같은 image를 이용하는 기법들이 척추의 해부학적 혹은 구조적인 문제를 발견하고 치료하는데 널리 사용되어져왔다. 그러나 날이 갈수록 다변화하는 요통의 원인으로 인해, 근골격계의 image 기법으로 발견이 가능한 해부학적 원인을 갖는 요통이 12-15%에 불과하다는 연구결과가 보고되었다[18]. 실제로, 해부학적 원인을 규명하지 못하는 근골격계 요통이 임상적으로 많이 확인되고 있다.

이러한 기존의 진단방법의 한계성을 극복하기 위해서 새로운 기법들이 개발되고 실험되어지고 있다. 주로 요통 환자를 정상인과 구분 지을 수 있는 parameter를 찾으려는 시도가 계속되고 있으며, 허리동작의 범위[3], 허리의 힘[19], 지구력[20][21]등의 parameter가 비교적 높은 신뢰도를 나타내는 것으로 보고되었다.

Marras 등[22]은 요통환자들이 자신의 다친 부위를 보호하거나 통증을 감소시키기 위해 의식적이든 무의식적이든 중추신경계의 조절을 받아 새로운 pattern의 운동 동작을 만들어 낸다는 기존의 가설을 동적 동작(굽힘/펼)시 요통환자와 정상인과의 비교를 통해 재검증 했다. 또한, Panjabi[23]는 인체동작의 system적인 해석에 있어서, 인체 system의 협응작용으로 인해, 근골격계 system에 이상이 생겼을 경우 운동신경계에까지 그 영향이 미칠 수 있다는 이론을 발표하였다.

김정룡[24]은 근골격계에 이상이 있는 요통환자의 운동신경계의 signal이 정상인과 차이가 있을 것이라는 가설 아래, 동작분석기와 근전도를 사용하여 굽힘/펼 동작시 정상인과 요통환자를 구분하는 진단법을 개발한 바 있다. 본 연구에서는 김정룡에 의해 개발된 이 기법을 동일한 병명(L4/L5 herniated disc)의 환자들만을 대상으로 실험하여 기존의 parameter들을 검증하는 한편, 기존에 개발

된 방법보다 간편하고 정밀도를 높일 수 있는 방법을 제시하고자 한다. 특히 본 연구에서는 주관적인 통증정도(pain level)가 낮은 피실험자를 대상으로 실험하여 측정방법의 민감도를 살펴보았다. 또한, 새로운 parameter(variance ratio)를 추가하여 이를 검증하여 보았다.

2. 연구방법

2.1 실험가설

허리의 굽힘/펼이 동적 동작(free dynamic motion)으로 실행될 때, 요통환자와 정상인 사이에서 EMG 신호의 차이가 없다는 것이 귀무가설로 설정되었다. 이에 따른 세부가설들은 다음과 같다.

- 굽힘/펼 동작시 요통환자와 정상인 사이에 peak time difference의 차이가 없다.
- 굽힘/펼 동작시 요통환자와 정상인 사이에 coexcitation 지속시간의 차이가 없다.
- 요통환자와 정상인 사이에 굽힘/펼 동작시 사용되는 각 근육의 EMG 신호의 variance ratio는 차이가 없다.

2.2 실험대상

척추를 수술한 일이 없고, 지난 6개월 동안 요통을 경험한 적이 없는 20명의 정상인과 척추전문진료소(한양대학병원 재활의학과)를 찾은 20명의 요통환자를 대상으로 실험을 하였다. 본 실험에서는 요통환자 중에서도 척추전문진료소를 찾는 근골격계 요통 환자의 주종을 이루는 L4/L5 herniated disc 환자를 대상으로 하였고, 본 연구의 목적이 근육 이상에 의한 동작형태의 변화를 측정하는데 있으므로 신경계에까지 이미 증상이 확인되었거나 노화로 인한 퇴행성 관절염 환자는 제외시켜 신경계나 골격계의 문제로 인한 필요이상의 동작이 발생하는 경우를 예방하였다. 피실험자의 인체계측자료는 Table 1 과 Table 2에 요약되어 있다.

2.3 실험기구

허리의 굽힘/펼 동작시의 근전도를 측정하기 위하여, 표면전극을 사용하는 Noraxon Myosoft 2000 EMG system이 사용되었다. 6개의 근육군을 대상으로 EMG 신호를 측정하기 위하여 6개의 채널이 사용되었고, 각 채널의

sampling rate은 500Hz로 설정되었다. 486 PC와 myosoft 가 이러한 data를 기록하고 저장하기 위하여 사용되었다.

2.4 근육의 선택

EMG의 temporal pattern을 알아보기 위해, 척추의 굽힘/펼 운동시 사용되는 중요근육군 (major flexors and extensors) 6개가 선택되었다. 이 중요근육군들을 다시 주 동근(agonist)과 길항근(antagonist)의 작용을 하는 근육들을 묶어 3쌍으로 나누었다. Rectus abdominis (RA)가 허리의 flexor로, Erector spinae (ES)가 허리의 extensor로 선택되었다. Erector spinae의 경우는 근육이 가장 도드라지고 현저하게 나타나는 L3/L4 수준을 선택하여 측정하였다. External oblique (EO)와 Internal oblique (IO) 근육은 척추의 좌우 평형을 유지하는데도 일익을 감당하는 것으로 알려져 있으므로, 요통환자의 동작조정능력에 문제가 있을 때, 과연 EO 또는 IO와 어떤 관계성이 있는지를 조사하기 위해 선택되었다. Hamstrings(HAM)과 Quadriceps (QUD)는 척추의 굽힘/펼 동작시의 대퇴부 근육의 반응 pattern을 조사하기 위해 선택되었다. Hamstrings (HAM)은 hip extensor로 Quadriceps (QUD)은 hip flexor로 선택되었다. 대둔근 (Gluteus maximus)도 hip extensor로서 선택의 대상이 되었으나, 굽힘동작시 HAM 근육과 유사한 pattern을 보였을 뿐만 아니라 [25], 보통이상의 저항이 가해졌을 경우에만 근육반응이 현저한 것으로 보고되었기 때문에[26], 본 연구에서는 HAM이 사용되었다.

2.5 실험계획

이 실험의 독립변수는 정상인과 요통환자로 정의되는 2 개의 피실험대상군이 되고, 종속변수로서는 근전도의 pattern을 정량화 하기 위해 정의된 parameter가 사용되었다. 그중 첫째로, flexor 와 extensor 사이(ES-RA, QUD-HAM, EO-IO 근육쌍사이)의 Coactivation이 진행되고 있는 시간을 측정하여, 두 근육이 동시에 활발히 수축하는 정도를 측정하였다. 즉, 근육이 수축하여 나온 EMG 신호를 개개인 피실험자의 최대 integrated EMG 치에 따라 normalize하고 amplitude가 30% 이상일 때를 excitation level로 정의하였으며[24], flexor와 extensor가 동시에 active 혹은 excited 된 시간을 굽힘/펼 1 cycle당의 백분율로 표시하였다. 둘째로, EMG 신호가 peak를 이루는 시

Table 1. Anthropometry of healthy subjects

sub #	age	sex	wt(kg)	ht(cm)
1	26	m	70	182
2	22	m	55	176
3	25	m	59	167
4	25	m	68	176
5	23	m	75	170
6	27	m	59	176
7	25	m	65	169
8	26	m	68.5	171
9	25	m	62	163
10	26	m	73	180
11	26	m	63	170
12	25	m	79	173
13	26	m	66.8	170
14	27	m	63	173
15	25	m	65	170
16	28	m	69	182.5
17	29	m	72.5	172.5
18	25	m	80.5	175
19	27	m	71	168
20	28	m	75	172
avg/std	25.8/1.64	n/a	66.97/6.28	172.8/4.97

간을 측정하고, flexor 와 extensor 사이의 시간차를 1 cycle 당의 백분율로 표시하였다. 특히 ES-RA 사이, QUD-HAM 사이의 peak time difference가 종속변수로 사용되었다. 셋째로, 개개의 근육에서 추출된 EMG 신호의 variance ratio를 종속변수로 사용하였다. Variance ratio는 보행분석에서 EMG 신호가 얼마나 일정하게 측정되는가를 알기 위하여 사용된 바 있으며[27], 본 연구에서는 정상인과 요통환자를 구분하기 위한 지표로 사용하였다.

따라서, 도합 11개의 종속변수를 통하여 앞서 언급한 실험가설이 검증되었다. Table 3에는 종속변수와 독립변수가 요약되어 있다.

2.6 실험과정

우선 정상인의 경우는 요통경력에 대한 설문조사를 실시하여 정상인의 범주에 드는지 판별하고, 요통환자의 경우는 진단명을 파악하고 통증 부위 및 pain diagram을 조사한다. 다음으로 피실험자의 나이, 키, 몸무게 등의 인체

Table 2. Anthropometry of L4/L5 disc patients

sub #	age	sex	wt(kg)	ht(cm)
1	34	f	65	155
2	50	f	58	153
3	35	m	79	176.5
4	49	f	63	152
5	47	f	63	158.5
6	45	m	78	167
7	43	f	51	149
8	26	m	70.5	178
9	49	m	61.5	166
10	41	f	58	153
11	57	f	61	160
12	56	f	52.5	158.5
13	56	m	75	171
14	50	m	70	165
15	51	m	77	176
16	51	m	65	169
17	53	f	63	150
18	57	m	85	163
19	36	f	68	162
20	52	f	55	160
avg/std	46.9/8.62	n/a	65.93/9.3	162.13/8.9



Figure 1. Posture of flexion/extension

자료가 측정되고, 표면전극을 미리 선정된 근육의 표면에 붙이기 위하여 피부표면을 준비한다. 전극은 약 3-4cm 떨어져 붙이고, 근육의 volume을 손으로 느낄 수 있는 곳에, 근섬유질의 방향과 평행하게 붙인다. 정상인의 경우는 같은 방법으로 각각의 근육에 표면전극을 오른쪽에 붙이고, 마지막으로 근육을 많이 사용하지 않는 인체 부위에 접지용 전극을 한 개만 붙인다. 요통 환자의 경우에는 앞에서 조사된 통증 부위 및 pain diagram을 고려하여 측정 부위를 결정하고 표면전극을 붙인다. 실험자는 각각의 EMG 신호가 제대로 기록되는지를 확인하고, 피실험자에게 허리 굽힘/펼 운동을 최대한의 속도로 10회 연속할 것을 지시한다. 피실험자의 자세는 Figure 1에 나타내었다.

Table 3. Experimental design including independent and dependent variables

▶ Independent Variables	
healthy subject	
patient	
▶ Dependent Variables	
coexcitation	at ES-RA
	at EO-IO
peak time difference	at QUD-HAM
	at ES-RA
variance ratio	at QUD-HAM
	at ES
	at RA
	at EO
	at IO
	at QUD
	at HAM

2.7 신호처리방법

앞의 실험 과정을 거쳐 수집된 EMG 신호는 별도의 신호처리과정을 거쳐야 비교분석을 하기에 적합하게 된다. 이러한 신호처리과정은 Figure 2과 3에 요약되어 있다.

Knutson[28]은 여러 가지 normalization 방법에 대해 고찰하여 비교하였으며, 동적 상황에서는 peak dynamic을 normalization value로 사용했을 때 정적 상황의 MVIC (maximum voluntary isometric contraction)에서의 값에 더 근접하는 것을 발견하였다. 따라서, 본 연구에서도 peak of the dynamic contraction을 normalization value로 사용하였다.

Normalization 과정까지 모두 거친 신호들에 대해서는 주기를 정의해 주어야 한다. 본 연구에서 기록된 신호는

각 근육별로 모두 10개의 주기를 가지고 있다. 따라서, 10개로 주기를 구분해 주어야 한다. 본 연구에서는 별도의 동작분석기를 사용하지 않았기 때문에 주기를 구분하기 위하여 굽힘/펼 동작시 가장 근전도 신호의 패턴 구분이 명확한 erector spinae 근육에서 나오는 근전도 신호를 기준으로 하여 주기를 구분하였다. Figure 4에 보면 가장 윗줄에 있는 신호들이 erector spinae 근육에서 나온 신호이고 이것을 기준으로 같은 시간대의 다른 근육군들의 주기를 구분하였다.

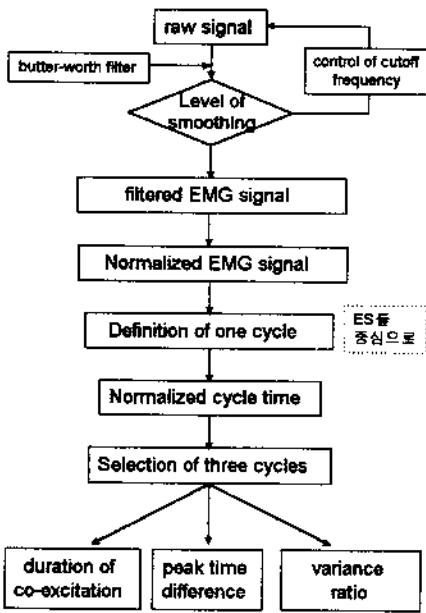


Figure 2. Flowchart of signal processing

주기가 정의되면 각 주기별로 신호를 분석해야 하는데 각 주기별로 시간 간격이 다르므로 비교, 분석하기 어렵다 따라서, 각 주기의 시간 간격을 percent로 바꾸어 시간에 따른 excitation pattern을 종합하여 비교할 수 있도록 주기를 100%로 normalize하는 것이 필요하다.

2.8 parameter 추출방법

앞선 신호 처리 과정을 모두 거치고 나면, 종속 변수로 정의된 parameter를 추출해 내기 위한 과정이 필요하다. 일단 10개의 주기 중에서 전체 채널의 모든 신호를 고려하여 동일 위치의 주기에서 한 채널이라도 잡음이 섞여

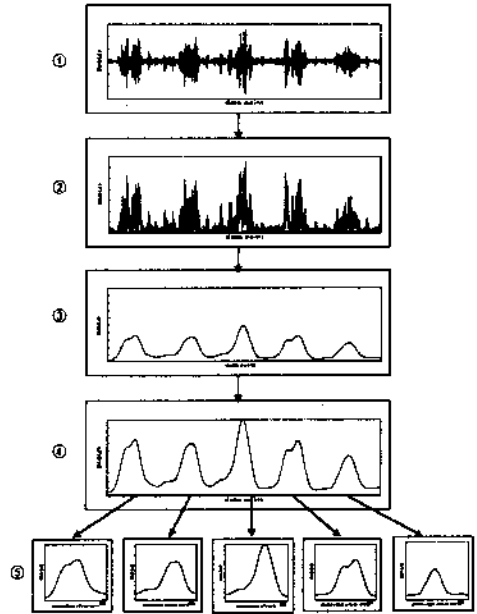


Figure 3. Signal Processing

- ① raw signal
- ② rectified EMG signal
- ③ filtered EMG signal
- ④ normalized EMG signal
- ⑤ normalized cycle time

있거나 주기 안에 이상 현상이나 잘못된 신호가 검출되었을 경우에는 이러한 주기에 포함된 모든 채널의 신호를 제외시키고 3개의 주기를 선택한다. 이러한 신호 선택 방법은 Yang과 Winter[29]의 보행분석에서 근전도 신호를 검출하여 분석할 때도 사용되었다.

이러한 과정을 거쳐 최종적으로 3개 주기의 신호로부터 parameter를 추출하게 된다. 우선 peak time difference의 경우는 Figure 5에서 보는 것처럼 주동근과 길항근의 같은 주기에서의 peak point의 시간 차이로 정의될 수 있으며, coexcitation 시간은 excitation level 30%를 길항근과 주동근이 동시에 넘는 동안의 시간으로 정의된다. Figure 6에 이것이 표현되어 있다.

또한, variance ratio(VR)는 각 근육별로 근전도 신호의 일관성 여부를 나타내기 위한 parameter로 (1)식과 같이 정의된다.

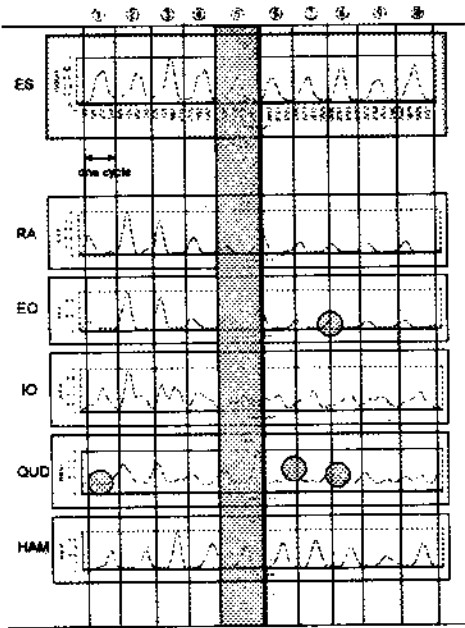


Figure 4. Definition of one cycle and selection of cycles

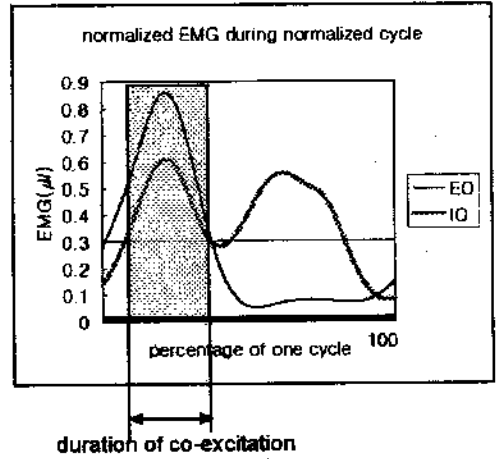


Figure 6. Data processing of duration of co-excitation

point i

\bar{X}_i = the average of the EMG values at time point i
 averaged over j realizations of the experiment

\bar{X} = the grand mean of the average EMG signal

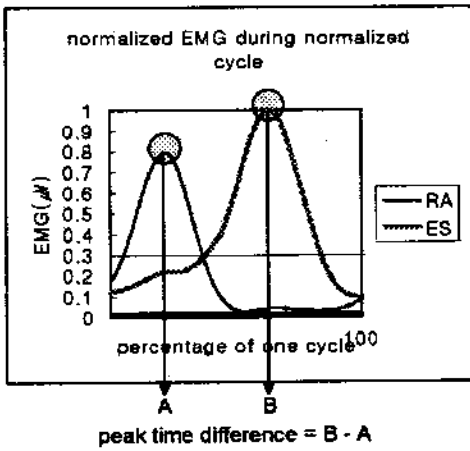


Figure 5. Data processing of peak time difference

$$VR = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2 / (kn - 1)}{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X})^2 / (kn - 1)} \dots \dots \dots (1)$$

k = no. of normalization cycle points

n = no. of cycle

X_{ij} = the actual value of the j^{th} EMG signal at time

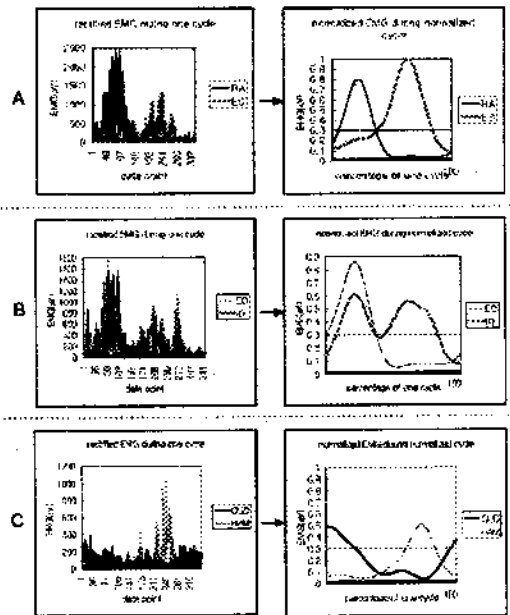


Figure 7. Pairs of data processing

- A. rectus abdominis(RA) and erector spinae(ES)
- B. external oblique(EO) and internal oblique(IO)
- C. quadriceps(QUD) and hamstrings(HAM)

세가지 parameter 중에서 peak time difference나 coexcitation 지속시간은 Figure 7에서처럼 주동근과 길항근의 쌍으로 이루어진다.

3. 연구결과

3.1 환자들의 주관적 통증 정도

본 연구에 참여한 환자들의 통증정도를 동작 시마다 시각적 상사 척도 (VAS:Visual Analogue Scale)로 조사하였다. 통증 정도는 극도의 통증을 최대(level 10)로 가정했을 때, 상대적인 통증 정도를 표시하도록 10cm 수직선을 제시하여 피실험자들이 직접 표시하도록 하고 그 높이를 측정하여 정량화 하였다. 결과를 보면 환자들의 주관적 통증 정도는 전체 환자의 절반인 10명이 level 3에도 미치지 못할 정도로 통증 정도가 미미한 환자가 대부분이었다. 환자들의 주관적 통증 정도 결과는 Table 4에 요약되어 있다.

Table 4. VAS summary of L4/L5 disc patients

sub #	VAS	sub #	VAS
1	2.5	11	2.5
2	3.5	12	2.1
3	2.8	13	3.8
4	3.7	14	4.3
5	6.5	15	2.5
6	7.2	16	6.3
7	2.8	17	6.6
8	2.4	18	3.1
9	3.7	19	2.1
10	2.9	20	2.2
avg/std			3.675/1.649

3.2 기술통계 분석결과

기록된 EMG 신호는 filtering, 최대 EMG 신호 (peak of the dynamic contraction) 검출 과정, normalization, cycle의 정의, cycle time의 normalization을 거쳐, 종속변

수로 쓰일 parameter를 추출해내게 된다. 이러한 종속변수의 평균값 및 표준편차가 Table 5에 요약되어있다. Table 5에서 보면 주동근과 길항근 사이의 peak time difference는 요통환자보다 정상인이 평균적으로 큰 것을 알 수 있고, coexcitation 시간은 요통환자가 대체적으로 긴 것을 확인할 수 있다. 또한, variance ratio(VR)는 평균적으로 요통환자가 정상인에 비해 큰 것을 알 수 있다.

Table 5. Descriptive statistics

dependent variables	healthy subjects		L4/L5 disc patients	
	avg	std	avg	std
peak diff. RA-ES	30.53	9.45	27.07	12.69
peak diff. QUD-HAM	38.24	9.80	29.31	4.52
coexcitation RA-ES	25.31	15.63	37.30	11.82
coexcitation IO-EO	24.93	12.57	31.34	11.07
coexcitation QUD-HAM	25.87	20.91	35.13	15.41
VR of RA	0.46	0.21	0.79	0.28
VR of ES	0.29	0.21	0.44	0.38
VR of EO	0.60	0.27	0.77	0.30
VR of IO	0.57	0.20	0.75	0.38
VR of QUD	0.67	0.29	0.71	0.37
VR of HAM	0.34	0.19	0.43	0.39

3.3 가설검정결과

위에서 정의된 종속변수는 분산분석을 사용하여 그 사실이 검증되었다. 정상인과 요통환자간의 temporal EMG pattern의 차이는 개개의 근육별로 조사되었고 Table 6에 요약되어있다. Table 5와 Table 6의 결과를 종합해 보면, 대퇴부를 움직이는 근육부위(quadriceps와 hamstrings)에서 peak difference가 정상인에 비해 요통환자의 경우 현저히 증가된 것을 볼 수 있고, 반면에 허리를 움직이는 근육부위에서 (rectus abdominis와 L3/L4 level에서의 erector spinae) coexcitation이 나타난 시간은 현저하게 증가된 것을 볼 수 있다. 이러한 요통환자의 coexcitation의 증가 현상은 external oblique 근육과 internal oblique 근육 사이에서도 관찰되었다.

정상인과 요통환자간의 각 근육별 variance ratio의 차 이도 Table 6에 요약되어있다. Table 5의 결과를 보면, 평 균적으로 정상인에 비해서 요통환자의 variance ratio가 각 근육별로 모두 증가하는 것을 볼 수 있으며, 그 표준 편 차도 요통환자가 더 큼을 알 수 있다. 이것을 Table 6의 결과와 더불어 살펴보면 주로 굽힘/펼 동작에서 동작을 조절하는 역할을 하는 근육부위(rectus abdominis, external oblique와 internal oblique)에서 특히, variance ratio가 유 의한 차이를 보이는 것으로 관찰되었다.

Table 6. Result of ANOVA

dependent variable	source	DF	F	Pr>F
peak diff. RA-ES	group	1	0.96	0.3339
peak diff. QUD-HAM	group	1	13.68	0.0007**
coexcitation RA-ES	group	1	7.49	0.0094**
coexcitation EO-IO	group	1	2.93	0.0949*
coexcitation QUD-HAM	group	1	2.54	0.1190
VR of RA	group	1	17.59	0.0002**
VR of ES	group	1	2.30	0.1377
VR of IO	group	1	3.60	0.0655*
VR of EO	group	1	3.20	0.0815*
VR of QUD	group	1	0.15	0.7036
VR of HAM	group	1	0.85	0.3638

* significant at $p < 0.1$, ** significant at $p < 0.01$

이러한 분석결과를 바탕으로 진단을 위해 사용할 수 있는 parameter들을 정리하면 다음과 같다.

- Quadriceps와 hamstrings사이의 peak difference
- Rectus abdominis와 L3/L4 level에서의 erector spinae 사이의 coexcitation 시간
- External oblique와 internal oblique 사이의 coexcitation 시간
- Rectus abdominis, external oblique와 internal oblique에서의 variance ratio

3.4 추가분석결과

앞에서 관찰된 결과와 더불어 L4/L5 디스크 환자군 내에서 나이나 성별에 따라 각 종속 변수값에 차이가 있는 지를 알아보기 위해 추가 분석을 실시하였다. 일단 환자 군을 51세 이상과 50세 이하의 두 그룹으로 나누었다. Marras 등[30]의 보고에 따르면 허리를 연속적으로 굽히고 펼 때의 동적운동능력이 나이에 따라 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 특히 50세를 전후로 동적운동능력의 차이가 현저한 것으로 나타났기 때문에 50세를 기준으로 두 그룹으로 구분하여 각 종속 변수에 대해 분산분석을 사용하여 앞의 가설을 검증하였다. 또한, 성별에 대해서도 같은 방법으로 가설을 검증하였다. 나이에 따른 각 종속변수의 평균 및 표준편차는 Table 7에 요약되어 있고, 가설검증 결과는 Table 8에 요약되어 있다. 결과를 보면, peak time difference나 coexcitation 등의 변수는 환자의 나이에 크게 영향을 받지 않는 것을 알 수 있으나 variance ratio의 경우는 erector spinae와 quadriceps 근육에서 50세 이하에서 평균적으로 현저하게 variance ratio가 증가하는 것을 관찰할 수 있으며, 통계적으로도 유의하게 차이가 나는 것을 알 수 있다. 이러한 결과가 관찰되는 이유는 Marras 등[30]의 보고에서처럼 나이에 따라 동적 운동 능력에 차이가 나기 때문인 것으로 추정할 수 있으며, 실험에서 동작의 범위(ROM; range of motion)나 속도, 가속도 등을 제어하지 않았기 때문에 피실험자 스스로 운동 정도를 조절하여 나온 결과라고 볼 수도 있다. 보다 정확한 원인을 규명하기 위해서는 동작 분석기를 이용한 운동학(kinematics) data와 동역학(kinetics) data의 수집이 필요하다. 동작의 패턴에 대한 분석이 병행되어야 근전도 신호의 변이도(variance ratio)에서 차이가 나는 이유를 보다 정밀하게 분석할 수 있기 때문이다.

따라서, 본 연구의 결과는 차후 연구의 기초자료로서 그 가치가 있을 것이다. 성별에 따라서는 어떠한 종속변수도 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 따라서, 본 연구에서 검증한 종속변수들은 환자의 성별에 관계없이 누구에게나 적용할 수 있음을 간접적으로 알 수 있다.

Table 7. Descriptive statistics for age

dependent variables	older than 50		younger than 50	
	avg	std	avg	std
peak diff. RA-ES	28.23	11.61	25.32	14.82
peak diff. QUD-HAM	30.38	4.06	27.71	4.96
coexcitation RA-ES	39.52	12.84	33.98	9.94
coexcitation IO-EO	32.88	12.87	29.05	7.89
coexcitation QUD-HAM	38.48	15.21	30.11	15.25
VR of RA	0.72	0.18	0.89	0.38
VR of ES	0.32	0.13	0.61	0.55
VR of EO	0.69	0.23	0.88	0.39
VR of IO	0.68	0.33	0.86	0.45
VR of QUD	0.59	0.26	0.89	0.44
VR of HAM	0.33	0.15	0.59	0.58

Table 8. Result of ANOVA for age

dependent variable	source	DF	F	Pr>F
peak diff. RA-ES	age	1	0.24	0.6277
peak diff. QUD-HAM	age	1	1.75	0.2027
coexcitation RA-ES	age	1	1.06	0.3179
coexcitation EO-IO	age	1	0.56	0.4636
coexcitation QUD-HAM	age	1	1.45	0.2441
VR of RA	age	1	1.71	0.2073
VR of ES	age	1	3.28	0.0870*
VR of EO	age	1	1.93	0.1814
VR of IO	age	1	1.11	0.3051
VR of QUD	age	1	3.61	0.0735*
VR of HAM	age	1	2.12	0.1628

* significant at $p < 0.1$, ** significant at $p < 0.01$

4. 토론

본 실험결과에 의하면 근육의 excitation pattern을 연구

하는 것이 요통환자를 진단해 내는데 효과적으로 사용될 수 있는 방법이라는 것이 증명되었다. 특히, 대퇴부를 움직이는 Quadriceps 이나 Hamstrings 근육이 보여주었던 peak time difference나 Rectus abdominis와 Erector spinae 근육의 coexcitation 시간은 두 집단 사이에서 통계적으로 대단히 유의한 결과를 보여 주었기 때문에 임상적으로 이러한 결과를 응용할 수 있도록 정상인에 대한 폭넓은 실험을 통해 요통을 진단하는 진단 parameter로서 계속 연구되어야 할 것이다. 요통환자의 허리하단부 근육에서 나타난 coexcitation 의 시간적 증가는, 기존의 연구에서 보여주었던 erector spinae 근육의 relaxation pattern의 감소와 일맥상통하는 결과를 보여주었다. 흔히 정상인들의 주동근과 길항근의 pattern은 매우 상호 교환적(reciprocal)인 경향을 보이는데 반해[25], 요통환자들의 경우에는 coexcitation의 증가로 인해, 이러한 정상적 근육 pattern이 거의 없어진 것이 정량적으로 재확인되었다. 이번 연구에서는 dynamic EMG pattern을 추출하고 coexcitation을 정량화 하는 기존의 연구[24]에 비해 정밀도를 높일 수 있는 개선된 방법으로 각 parameter가 추출되었다.

또한 본 연구에서는 동작 주기마다의 근전도 신호의 변이도(variance ratio)가 새로운 parameter로 선정되어 그 유용성이 검증되었다. 정상인은 동작 시 어떠한 통증도 없으므로 동작을 실시할 때 일관성 있게 동작을 실시할 수 있으며, 이때 나오는 근전도 신호도 동작 주기마다 일정하지만, 요통환자는 동작 시 다른 요인 - 동적 운동 능력의 저하, 통증 등 - 에 의해 동작을 일관성 있게 유지하기 힘들고 따라서 이때 발생하는 근전도 신호는 차이가 있을 것이라는 가설을 전제로 하여 정상인과 요통환자의 각 근육 활동의 변이도(variance ratio)를 비교한 결과, Rectus abdominis와 External oblique, Internal oblique에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이것은 정상인에 비해 이 세 근육군에서 특히 동작 주기마다의 근전도 신호의 일관성에 많은 차이가 있음을 의미한다. 즉, 허리의 통증을 줄이기 위해서 자세를 조정하고 평형을 유지하기 위해 사용되는 주변 근육들이 통증을 감소시키기 위한 방향으로 자세를 조정하는 과정을 거치면서 동작 pattern이 무너졌다고 할 수 있다. 이러한 현상을 설명하기 위해서는 생리학적인 원인에 대한 고찰이 필요하다. 일반적으로 통증이 발생하면 이 통증을 감소시키기 위해 통증에 대

한 반응으로 동작에 대한 조정이 일어난다는 주장[30]과 통증이 있는 사람의 경우에는 인체 subsystem의 상호의존성으로 인해 신경 신호에까지 그 영향이 미쳐 신호 체계가 바뀐다는 주장이 있다[23]. 즉, 전자는 통증을 줄이기 위한 동작과정에서 나오는 근전도 신호의 pattern이 달라진다는 것이고 후자는 통증이 원인이 되어 신경 신호의 pattern이 바뀐다는 것이다. 본 연구에서의 결과에 따르면 요통 환자들의 주관적 통증정도가 대체적으로 낮았음에도 불구하고 주변 근육들의 pattern이 조정되어 신호의 일관성을 잃어버린 것은 무의식적으로 신경 신호 자체가 명령체계를 바꾼다는 주장을 뒷받침한다고 할 수 있다. 이것은 VAS와 peak time difference, VAS와 duration of coexcitation간의 상관 관계가 모두 낮게 나오는 것을 통해 더욱 확실히 확인할 수 있다.

Filtering을 할 때 고려해야 하는 사항은 window 크기를 결정하는 것이다. Window 크기는 cutoff frequency에 따라 틀려지는데 Winter[31]는 인체동작의 주파수는 6Hz 이하이기 때문에, 근육의 힘을 나타낸다고 생각되는 어떤 신호도 6Hz 이상의 조파(harmonic)를 가지고 있어서는 안 된다고 하였으므로 적절한 cutoff frequency를 결정하기 위하여 6Hz 이하로 조정하며 그 수준을 결정하였다. 이러한 과정을 거쳐 본 연구에서는 적정 cutoff frequency로 3Hz가 결정되었다. 그 이유는 신호 대 잡음비를 비교해 보았을 때 filtering 효과가 가장 뛰어난 뿐만 아니라 본 연구에서 동작 분석기를 사용하지 않음으로 해서 반복 동작의 주기를 결정하는데 동작 주기간에 신호의 확실한 구분이 필요한데 이를 만족시킬 수 있는 filtering 수준이 3Hz이기 때문이다.

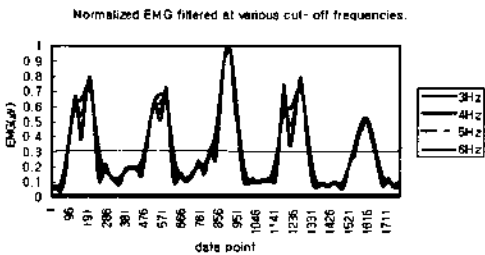


Figure 8. Comparison of various cut-off frequencies

Figure 8에 보면 다양한 cutoff frequency로 filter한 신호를 한꺼번에 나타내었다. 그림에서 보면 cutoff frequen-

cy가 변해도 각 동작 주기의 peak가 나타나는 시간에는 변함이 없음을 확인할 수 있다. 따라서, peak time difference를 구하는 데는 cutoff frequency가 바뀌어도 크게 영향을 주지 않는다. Excitation 시간의 경우는 cutoff frequency가 낮아질수록 전체적으로 증가하여 과대화되는 경향이 있으나, 후에 추출되는 parameter들에서 모두 공통적으로 증가하므로 분석 결과에는 크게 영향을 주지 못하며 그 증가정도도 6Hz의 cutoff frequency에 비해 동작 주기의 최대 5%정도예밖에 미치지 못하므로 3Hz를 cutoff frequency로 최종 확정하였다. 동작주기를 정확하게 결정하는 것이 excitation 시간의 증가보다도 전체 실험결과에 미치는 영향이 큰데 3Hz에서 동작 주기 결정 오차가 가장 적었기 때문이다.

EMG signal의 normalization은 피실험자나 근육간의 비교를 위해 EMG signal의 처리에서 중요한 비중을 차지하고 있으며, normalization equation에서 사용되는 reference value는 다양하게 사용되고 있다. 주로 사용되는 normalization value로는 maximum voluntary isometric contraction(MVIC) EMG, peak dynamic (peak-d) EMG 그리고 mean dynamic (mean-d) EMG 등이 있다. 이중에 MVIC는 정적 운동 상태에서 주로 사용하며, peak-d나 mean-d는 동적 운동 상태에 주로 사용하고 있다. 일반적으로 동적 상태에서보다는 정적 상태에서의 normalization value가 피실험자간을 비교하기 위해서는 더 나은 것으로 알려져 있다[29]. 그러나, 본 연구는 동적 상황에서 실험이 실시되었으므로 개개인의 dynamic EMG의 peak를 사용하여 EMG를 normalize하는 방법을 사용하였다. normalization 방법들은 나름대로 장점과 단점을 가지고 있고, 그 신뢰도도 크지 않은 것으로 알려져 있으나, 동적 상황에서는 peak-d를 사용하는 것이 normalization 오차를 줄일 수 있다는 것이 밝혀진 바 있다[28]. 또한, 김정룡[24]의 연구에서도 submaximal contraction 하에서의 EMG를 가지고 pilot test를 해본 결과, 근육과 근육사이의 변이도 (within subject error)와 피실험자와 피실험자간의 변이도 (between subject error)가 어떤 경우에 10배 이상 차이가 나는 등 사용하기에 불가능한 결과가 추출되기도 하였다. 이러한 이유로 인해 peak-d를 사용하였고, 그 결과 normalized EMG signal의 변이도의 문제가 해결되었다. 이 방법의 또다른 장점은 normalize를 하기 위한

maximum EMG 값이 실제 굽힘/뒹 동작 중에 얻어질 수 있으므로, 추가 실험이 필요 없고 그로 인해 실험시간을 단축하므로, 실험도중이나 완료 후에 환자의 통증을 다소 예방할 수 있다는 데 있다.

신호 처리 방법과 parameter 추출 과정에서 기존의 방법에 비해 간편하고 정밀도를 높일 수 있는 방법들이 제시되었다. 우선 각 신호의 주기를 결정하는 과정에서 동작 분석기를 사용하지 않고 근전도 신호에서 각 주기의 local peak를 구하여 local peak사이의 최저점으로 주기를 구분하여 주기를 결정하였다. 또한, 각 주기의 시간 간격을 normalization하는 과정에서 data point의 수를 10개의 주기 중 최대 시간 간격을 가지는 주기의 data point의 수보다 크게 함으로써 기존 방법에서 data point를 줄여 과잉 filtering으로 인해 발생하는 원래 신호의 성질이 상당부분 손실되는 단점을 보완하였다. Parameter 추출 과정에서 10개의 주기중 선택된 3개 주기의 ensemble average를 구하여 parameter를 추출하던 것을 ensemble average를 구하지 않고 선택된 3개의 주기별로 각각 parameter를 추출하고 추출된 3개의 parameter 값의 평균을 통해 최종 parameter 값을 구하였다. 이렇게 ensemble average 과정을 생략하고 다른 방법으로 parameter 추출 과정을 변경한 것은 ensemble average를 구함으로써 발생할 수 있는 오류를 막기 위해서이다. 이러한 오류는 Figure 9를 통해 설명할 수 있다. Figure 9에 보면 선택된 A, B, C 세 개의 그래프가 있고, 이 신호들의 ensemble average EMG 그래프가 있다. coexcitation 시간을 구해 보면 A의 경우는 전체 주기의 0%, B의 경우는 14.9%, C의 경우는 25.8%로 평균을 내면 13.57% 인 것을 알 수 있다. 하지만 ensemble average EMG를 구했을 경우는 32.2%로 실제로 각 근육근들의 coexcitation 시간보다 과다하게 증가하는 것을 알 수 있다. 특히, Figure 9의 예에서처럼 각 주기의 변이도(variance ratio)가 클 경우에 더욱 오류가 발생할 가능성이 높아진다.

전술한 것처럼 실험에 참여한 요통 환자들의 주관적인 통증 정도가 낮았고, 동작 분석기를 사용하지 않아 기법은 간편하게 적용할 수 있었으나 동작 주기를 정의하는데 정밀하지 못한 단점이 있었다. 그럼에도 불구하고 본 연구에서 정밀도를 높일 수 있도록 신호 처리 과정과 parameter 추출 과정에서 개선한 것이 측정 방법의 민감

도를 향상시키는 데 기여했음을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 동작 분석기를 별도로 사용하지 않고도 손쉽게 근전도 신호만으로 요통환자와 정상인을 구분하였다. 이 방법은 앞으로도 EMG signal을 정량화 하는데 중요한 기술로 사용될 수 있을 것이다.

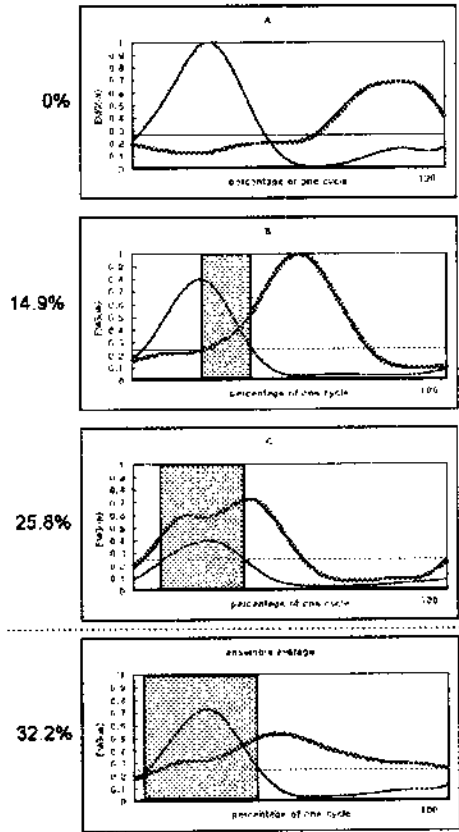


Figure 9. Ensemble average error

5. 결론

요통환자와 정상인과의 사이의 근신경계의 차이가 근전도 (EMG) 측정결과를 통해서 정량화 되었다. 또한, 새로운 parameter인 variance ratio가 발견되었다. 특히, 본 연구에서는 동적 움직임 상황에서 얻어진 EMG 값으로 normalization을 실시하여 별도의 실험 없이 normalization value를 구해 효율적인 normalization이 시행되었고, 동작 분석기를 사용하지 않고 excitation pattern을 이용한 EMG

신호만으로 요통환자와 정상인을 구분하여 측정절차를 단순화하였으며 주관적 통증 정도가 낮은 환자들을 대상으로 실험하였음에도 명확한 진단이 가능한 것이 발견되었다. 이 연구결과는 앞으로 임상적 검증과정을 거치면 요통환자를 정밀 진단하는데 사용할 수 있을 것으로 사려 되고, 본 연구에서 사용된 기법들은 차후 dynamic EMG 신호를 처리하여 새로운 parameter를 추출하는 기법을 개발하는데 응용될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] Nachemson, A., "The Lumbar spine : An orthopaedic challenge", *Spine*, Vol. 1, p.59, 1976.
- [2] Kelsey, J. L. and White, A. A., "Epidemiology and impact of low back pain," *Spine*, Vol. 5, pp.133-142, 1980.
- [3] Keeley, J., Mayer, T. J., Cox, R., Gatchel, R. J., Smith, J. and Mooney, V., "Quantification of lumbar function. Part 5: Reliability of range of motion measures in the sagittal plane and an in-vivo torso rotation measurement technique," *Spine*, Vol. 11, pp. 31-35, 1986.
- [4] NIOSH, *Proposed National Strategies for the Prevention of Leading Work-related Diseases and injuries-musculoskeletal injuries*, DDHS (NIOSH) Publication, Cincinnati, 1986.
- [5] 노동부, 1992-1995 산업별 조사 대상 재해 발생 원인 분석, 1995.
- [6] 노동부, '92 산업재해 통계, 1993.
- [7] Rowe, M. L., "Low back pain in industry A position paper," *J. Occup. Med.*, Vol. 11, pp.161-169, 1979.
- [8] Spengler, D. M., Bigos, S. J., Martin, N. A., Zeh, J., Fisher, L. and Nachemson, A., "Back injuries in industry : A prospective study. 1, Overview and cost analysis," *Spine*, Vol. 11, pp.241-245, 1986.
- [9] Anderson, G. B. J., "Epidemiologic aspect on low back pain in industry," *Spine*, Vol. 6, pp.53-60, 1981.
- [10] Frymoyer, J. W., "Back pain and sciatica," *N. Engl. J. Med.*, Vol. 318, pp.291-300, 1988.
- [11] Weinstein, J. N. and Wiesel, S. W., *The lumbar spine: Magnitude of the problem*, W.B. Saunders Co., 1990.
- [12] 정병용, "우리나라 산업재해의 발생 원인 및 특성에 관한 연구," *산업공학*, Vol. 10, No. 2, pp.99-107, 1997.
- [13] Deyo, R. A., "conservative therapy for low back pain: Distinguishing useful from useless therapy," *JAMA*, Vol. 250, pp.1057-1062, 1983.
- [14] Bloch, R., "Methodology in clinical back pain trials," *Spine*, Vol. 12, pp.430-432, 1987.
- [15] Waddell, G., "A new clinical model for the treatment of low back pain," *Spine*, Vol. 12, pp.632-644, 1987.
- [16] Nachemson, A., "Work for all for those with low back pain as well," *Clin. Orthop.*, Vol. 179, pp. 77-85, 1983.
- [17] Roland, M. and Morris, R., "A study of the natural history of low back pain: Part II: Development of guidelines for trials of treatment in primary case," *Spine*, Vol. 8, pp.145-150, 1983.
- [18] Bigos, S. J., Battie, M. C., Nordin, M., Spengler, D. M., and Guy, D. P., *The Lumbar Spine*, In Weinstein, J. N. & Wiesel, S. W. (Eds), W. B. Saunders, Philadelphia, 1990.
- [19] Triano, J. J. and Schultz, A. B., "Correlation of Objective Measure of Trunk Motion and Muscle Function with Low-Back Disability Ratings," *Spine*, Vol. 12, No. 6, pp.561-565, 1987.
- [20] Beimborn, D. S. and Morrissey, M. C., "A Review of the Literature Related to Trunk Muscle Performance," *Spine*, Vol. 13, No. 6, pp.655-660, 1981.
- [21] Jorgensen, K. and Nicolaisen, T., "Trunk Extensor Endurance : Determination and Relation to Low-Back Trouble," *Ergonomics*, Vol. 30, No. 2, pp. 259-267, 1987.
- [22] Marras, W. S., Parnianpour, M., Ferguson, S. A., Kim, J. Y., Crowell, R. R., and Simon, S. R., "Quantification and Classification of Low Back Disorders Based on Trunk Motion," *European*

- Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 3, No. 6, pp.218-235, 1993.
- [23] Panjabi M. M., "The stabilizing system of the spine. Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement," *Journal of spinal disorder*, Vol. 5, No. 4, pp.383-389, 1992.
- [24] 김정룡, "정상인과 요통환자의 생체역학적 차이에 관한 연구 : 신경근육계의 동적 근전도 반응형태를 중심으로," *대한인간공학회지*, Vol. 14, No. 2, pp. 21-33, 1995.
- [25] Oddsson, L. and Thorstensson, A., "Fast Voluntary Trunk Flexion Movements in Standing : Motor Patterns," *Acta Physical Scano*, Vol. 129, pp.93-106, 1987.
- [26] Lutgens, K. and Wells, K. F., *Kinesiology : Scientific Basis of Human Motion*, 7th ed., W.C Brown pub., Dubuque., Iowa, 1989.
- [27] Hershler, C. and Milner, M., "An Optimality Criterion for Processing Electromyographic (EMG) Signals Relating to Human Locomotion," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. BME-25, No. 5, pp.413-420, 1978.
- [28] Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. and Clarke, W. R., "A Study of Various Normalization Procedures for Within Day Electromyographic Data," *Journal of electro-myography and kinesiology*, Vol. 4, No. 1, pp.47-59, 1994.
- [29] Yang J. F. and Winter, D. A., "Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving Their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, Vol. 65, pp.517-521, 1984.
- [30] Marras, W. S. and Mirka, G., "Electromyographic Studies of the Lumbar Trunk Musculature during the Generation of Low-Level Trunk Acceleration," *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 11, pp.811-817, 1993.
- [31] Winter, D., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd edit, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1990.