Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 14, No.2, 1995

정상인과 요통환자의 생체역학적 차이에 관한 연구 : 신경근육계의 동적 근전도 반응형태를 중심으로

Neuromuscular Difference Between Normal Subjects and Low-Back Pain Patients : Neural Excitation Measured by Dynamic Electromyography

김 정 룡*

ABSTRACT

Neuromuscular difference between normal subjects and low-back pain patients has been identified in terms of neural excitation signal measured by Electromyography (EMG) under the dynamic flexion/extension trunk motion. Ten healthy subjects and ten low-back pain patients were recruited for this study. New parameters and normalization technique were introduced to quantify the muscle excitation pattern among the flexor-extensor pairs of muscles : rectus abdominis (RA)-erector spinae (ES at L1 and L5 level), external oblique (EO)-internal oblique(IO), rectus femoris (quadricep : QUD)-biceps femoris (hamstring : HAM), and tibialis anterior (TA)-gastrocnemius (GAS). Results indicated that the temporal EMG pattern such as peak timing difference between the hip flexor (QUD) and extensor (HAM) and the duration of coexcitation between ES at L5 and RA muscle pairs showed a statistically significant difference between normal subjects and low-back pain patients. Importantly, this study presented a new technique to identify the dynamic muscle excitation pattern that can be least affected by EMG-length-velocity relationship. Further study can performed to validate this method for clinical application to quantitatively identify the low-back pain patients in the future.

1. 서 론(Introduction)

요통(low-back pain)의 효과적인 진단과 치료를 위해서, X-ray 나 MRI혹은 CT sca과 같은 image를 이용하는 기법들이 척추의 해부학적 혹은 구조적인 문제를 발견하고 치료하는데 널리 사용되어져왔다. 그러나 날이 갈수록 다변화하는 요통의 원인으로 인해,

* 한양대학교 산업공학과

근골격계의 image 분석만으로 해부학적인 요통의 원인을 발견하는 경우가 12-15%에 불과하다는 연구결과가 보고 되었다(Bigos and Battie. 1990). 이러한 기존의 진단방법의 한계성을 극복하기 위해, 구미각국에서는 새로운 기법들이 개발되고 실험되어지고 있다. 그 중에서도 허리동작의 범위(range of motion)(Keely et al., 1986), 허리의 근력(Triano and Schultz, 1987), 지구력(Beimborn and Morrissey, 1981 ; Jorgensen and Nicolaisen, 1987)등을 정량적으로 측정하는 방법이 사용되었고, 이러한 기법은 요통환자를 정상인으로 부터 구분하는데 있어 비교적 신뢰도가 높은 것으로 보고되었다. 이와 더불어 요통환자의 근육반응의 형태를 알아보기 위해 Electromy -ography (EMG)를 사용한 기법이 Paquet et al.(1994)에 의해 사용되었고, 요통환자의 근피로도에 대한 측정(Roy et al., 1993)도 이루어졌다.

특히 Marras et al.(1993)은 요통환자의 동적 동작(굽힘/폄)을 정상인과 비교하면서, 요통환자들은 자신의 다친부위를 보호하거나 통증을 감소시키기 위해 의식적이든 무의식적이든 중추신경계의 조정을 받아 새로운 pattern의 운동동작을 만들어 낸다는 기존의 가설을 실험을 통해 재검증하였다. 또한, Panjabi (1992)는 인체동작의 system적인 해석에 있어서, 인체 sub-system의 상호의존성으로인해, 근골격계(musculoskeletal system)에 이상이 생겼을 경우 운동신경계(neural system)에까지 그영향이 미칠 수 있다는 것을 이론적 가설에 기초 설명하였다. 실제로, Andriacchi et al.(1980)는 ligament나 뼈마디가 상했을 경우 신경반응이나 동작 pattern에 변화를 생긴것을 보고하였다.

현재, 허리동작시 운동신경의 내 mechanism을 정량적으로 분석하는 것은 기존의 기술로는 불가능하다고 하겠으나, EMG signal을 중추신경계(central nervous sys- tem)가 신경근육(neuromuscular system)에 보낸 신경신호(neural excitation signal)로서 측정하는 일은 빈번히 실행되어 왔다(Mayer et al., 1988 ; Ahern et al., 1990 ; Paquet et al., 1994 ; Roy et al., 1995). 그러므로 본 연구에서는 근골격계에 이상이 있는 요통환자의 신경신호가 정상인과 차이가 있을 것이라는 가설아래 EMG pattern을 정량화하여 이를 검증하였다. 특히 본 연구에서는 실제 요통환자들과 정상인들을 대상으로 실험을 실행하고, EMG pattern을 정량화하기 위한 parameter를 개발하고, 그 수치적 차이를 통계적으로 검증하였다.

2. 연구방법 (Methodology)

2.1 실험가설 (Hypotheses)

허리의 굽힘/폄 동작이 동적(free dynamic motion)으로 실행될때, 요통환자와 정상인 사이에서의 EMG 신호의 차이가 없다는 것이 Null hypothesis를 설정되었다. EMG 신호는 여러가지 형태로 추출될 수 있으나, 본 연구에서는 시간변화에 따른 신호 형태(temporal pattern)를 중심으로, 근육의 활동 형태(muscle excitation pattern)의 정량적 분석을 시도하였다.

이러한 EMG tem-poral pattern을 이용하는 방법은 환자의 정상보행능력을 측정함으로써(Gait analysis) 중추신경계의 이상유무를 진단하는데 현재도 번번히 사용되고 있다(Yang and Winter, 1983). 특히 이 기법은 근육의 on-off 과정을 EMG signal 통해 시간함수로 정량화하는데 촛점이 맞춰져 있기 때문에, forcelevel을 추정할 때 고려해야 하는 EMG-velocity-length relationship의 영향을

거의 받지않는 장점이 있다. 본 연구에서는 이 같은 EMG의 특성을 합리적으로 표현하고 용어로 인한 오해를 줄이기 위해, activation 보다는 excitat-ion이라 명명해서 사용하기로 한다. 동적운동시 EMG의 amplitude를 통한 force estimation의 문제점에 대해서는 토론 부분에 상세하게 정리 기술하였다.

2.2 실험대상 (Subjects)

척추를 수술한 일이 없고, 지난 6개월 동안 요통을 경험한 적이 없는 10명의 정상인과 1차 진료소화 척추전문진료소를 찾은 10명의 요통환자를 대상으로 실험을 하였다. 본 실험에서는 근골격계의 이상의 의사에 의해 확인된 환자만을 대상으로 하였고, 신경계에 까지 이미 증상이 확인된 환자는 제외 시켰다. 또

표 1. 정상인의 인체계측자료

피실험자번호	나이	성별	몸무게(kg)	키(cm)
1	25	남	85	178
2	25	남	63	168
3	25	남	72	177
4	27	남	76	175
5	27	여	54	160.5
6	26	남	91	180.5
7	24	여	55	159
8	26	여	60.5	166
9	24	여	69.6	172
10	23	여	48	160
평균/편차	25.5/1.2	n/a	67.4/13.2	169.6/7.6

한 요통의 정도가 실험에 미칠 극단적 영향을 우려하여, 고통의 정도가 2에서 8까지 (0 에서 10 까지의 scale : 10이 극도의 통증)라고 응답한 환자만을 포함시켰다. 그 외에도 환자 중 Waddel (1980) sign이 3 보다 큰 환자의 경우에는 실리적 요인에 의한 통증이 너무 크다고 인정이되므로 제외 시켰고, 6개월 이상 분명한 의학적 요인이 없이 통증이 지속된 만성요통환자(Chroniclow back pain patient)도 실험에서 제외시켰다. 또한, 동적운동능력의 차이가 실험에 미치는 영향을 가능화 최소화하기 위하여, Marraset al.(1994)의 보고에 따라 허리를 앞으로 연속적으로 굽히고 필때의 동적운동능력(velocity and acceleration)의 차이가 통계적으로 유의하지 않은 연령층만을 포함시켰다. 즉, 남자는 18세에서 50세까지, 여자는 18세에서 40세까지를 포함시키기로 결정했다. 각각의 요통환자에게는 실험에 참가동기를 부여하기 위해 4만원에 해당하는 사례금이 실험이 종료된 후 지급되었다. 피실험자의 인체계측자료와 요통의 원인에 대해서는 표 1과 표 2에 요약 되있다.

표2. 요통환자의 인체계측자료 및 요통의 원인

피실험자번호	나이	성별	무게	키	요통의 원인
11	24	여	64.2	155	spinal fusion
12	36	남	78	171	herniated disc
13	29	남	98	183	Iliotibial band sysndrome
14	40	여	84	161	quebec1
15	34	남	85	162	quebe2
16	24	남	75	167	quebec1
17	22	여	60.8	166	quebec2
18	22	여	59	169	spondylosis
19	20	남	80	176	spondylolysis
20	24	남	107	200	L5/S1 fusion
평균/편차	27.5/6.5	n/a	79.1/14.7	171/12.2	n/a

위의 표에서 사용된 quebec category의 정의는 다음과 같다.

quebec category : 해부학적 원인이 분명치 않을 경우에 임상적 기준으로 쓰이거나, 통증의 pattern을 정의하기 위해 쓰이는 분류법.

quebec 1 : 통증의 원인이 하단척추부분에 한정된 경우 (back pain without radiation)

quebec 2 : 통증이 하단 척추부분과 다리 상단까지 퍼져있는 경우 (back pain, with radiation to the proximal extremity).

2.3 실험기구 (Apparatus)

허리의 굽힘/폄 동작시의 근전도를 측정하기 위하여, surface electrode를 사용하는 Noraxon Myosoft 2000 EMG system이 사용되었다. 이 기구의 band filter는 그 범위가 16Hz에서 500Hz에 이르고 raw EMG signal을 integration 하기 위해 15ms의 window를 사용하였다. 정상적인 EMG signal의 frequency를 분석 했을 경우, 200-300Hz 이상이 되면 distribution이 급격히 하강하는 추세를 보이므로 (Winter, 1990), 500hz 정도면 충분히 필요한 근전도의 정보를 제공할 수 있을 것으로 예상되었다. 9채널의 surface EMG를 9군데 근육군을 조사하는데 사용되었다. Analog-digital converter가 120Hz의 비율(frequency rate)로 data를 모집하도록 설치가 되었다. 척추근육과 같은 경우 60Hz 정도도, 필요한 EMG 정보를 무리없이 기록할 수 있으나, 정밀도를 높이고, 차후에 또 다른 동역학적 변수와의 동시적(synchronous) 비교분석을 위해 120Hz를 사용하였다. 486 PC가 이러한 data를 기록하고 저장하기 위하여 사용되었다.

2.4 근육의 선택 (Muscle selection)

척추의 굽힘/폄 운동시 사용되는 주요 근육들이(major flexors and extensors) 선택되었다. Rectus abdominis (RA)가 허리의 flexor로, erector spinae (ES)가 허리의 extensor로 선택되었다. 특히, Toussaint et al.(1995)의 보고에 의하면, 허리의 폄동작시 흉부에 가까운 쪽의 ES에서 높은 EMG 신호가 기록되었다고 보고 되었기 때문에 lumbar 5th vertebrae 높이와 lumber 1st vertebrae 높이의 근육이 각각 조사 되었다. External oblique (EO)와 internal oblique (IO) 근육은 사선방향의 line of action으로 인해 굽힘/폄 운동시 뿐 아니라 척추의 평형상태(equilibrium)를 유지하는데도 일익을 감당하는 것으로 알려져 있으므로, 과연 EO 또는 IO가 요통환자의 허리동작 조정능력에 어떤 영향을 미치는지를 조사하기 위해 선택되었다. 또한, 일반적으로 요통환자의 경우, 퇴부관절(hipjoint)을 중심으로 한 움직임에 이상을 일으키는 것으로 알려져 왔으므로, 이러한 퇴부의 굽힘/폄 동작시의 근육의 반응 pattern을 조사하기 위해 대퇴부의 근육군이 선택되었다. Hamstrings(HAM, 특히 Biceps Femoris)은 hip extnsor로 Quadriceps (QUD, 특히 Rectus Femoris)은 hip flexor로 선택되었다. 대퇴근(Gluteous Maximus)도 hip extensor로서 선택의 대상이 될 수 있으나, 굽힘동작시 HAM 근육과 유사한 pattern을 보였을 뿐만 아니라 (Oddsson and Thorstensson, 1987), 보통이상의 저항이 가해졌을 경우에만 근육반응이 현저한 것으로 보고되었기 때문에 (Luttgens and Wells, 1989, p. 158), 본 연구에서는 HAM이 사용되었다. 마지막으로 Tibialis Anterior (TA)와 Gastrocnemius (GAS)는 피실험자가 평형을 유지하고자 할 때 사용하는 다리 하단 근육으로서 선택되었다. 위에 언급한 근육들은 오른쪽에 한해서만 조사되었다. 정리하면, 허리하반부에서 굽힘/폄 동작에 사용되는 중심 근육들이 총 망라되었으므로, 이러한 data를 중심으로 각 joint에 보내어진 신경신호끼리의 temporal relationship 이 within-subject 상황에서 조사가 가능할 수 있게 되었다.

위에 설명한 surface electrodes의 위치는 그림 1에서 그림 5까지 나타나 있다.

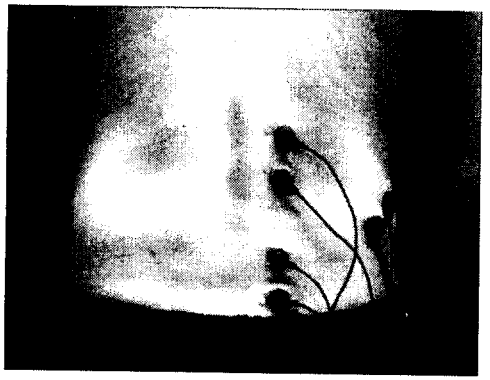


그림 1. Surface electrode at ES(L5), ES(L1) and internal obique

그림 2. Surface electrode at RA and external oblique

그림 3. Surface electrode at external oblique, internal oblique and ground electorde

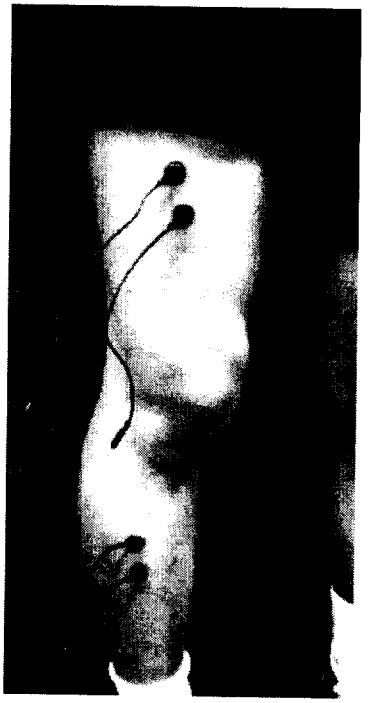


그림 4. surface electrode at QUD and TA

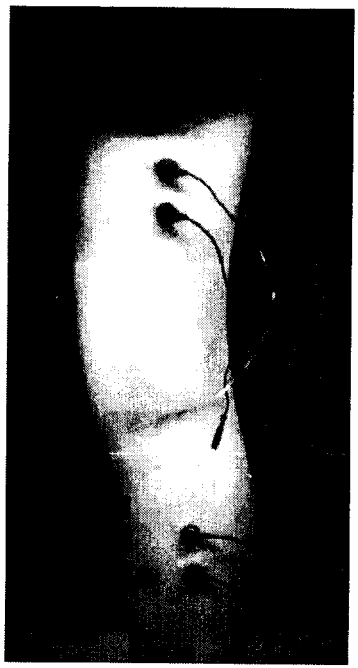


그림 5. surface electrode at HAM and GAS

2.5 실험계획 (Experimental design)

이 실험의 독립변수로서는 정상인과 요통환자를 정의하는 2개의 피실험대상군이 사용되었다. 종속변수로서는 첫째로, 굽힘/폄 동작중, flexor와 extensor 사이에서 coactivation 진행되는 시간이 종속변수로 정의 되었다. 종전의 연구에서는 대체로 coactivation이 골절부의 compressive stress나 shear stress를 측정하는데 사용된 것에 반해, 본 연구에서는 두 근육이 동시에 활발히 coexcitation하는 시간 굽힘/폄 cycle 당의 백분률로 측정하였다. 이를 위해 우선 filtering을 거친 integrated EMG (IEMG) 신호를 개개인 피실험자의 최대 IEMG 치에 따라 normalize하고, 각 근육의 IEMG amplitude가 30% 이상일 때를 active excitation level로 정의하였다. 이러한 coexcitation pattern은 ES(L5)-RA, ES(L1)-RA, QUD-HAM, TA-GAS, EO-IO 근육쌍 사이에서 조사 되어졌다. 둘째로, IEM G 신호가 peak를 이루는 시간을 측정하고, flexor와 extensor 사이의 peak time의 시간차를 1 cycle 당의 백분율로 표시하였다. 특히 ES(L5)-RA 사이, QUD-HAM 사이, TA-GAS 사이의 peak time difference가 종속변수로 사용되었다. 결과적으로, 도합 5개의 근육쌍으로부터의 duration of coexitation과 3개의 근육쌍으로 부터의 peak timing differen ce가 8개의 종속변수로 정의가 되었고, 이에 따라 실험가설이 검증되었다.

2.6 실험과정 (Procedure)

우선 피실험자의 키, 몸무게등의 인체자료가 측정되고, surface electrode를 미리 선정된 근육의 표면에 붙이기 위한 준비를 한다. 준비과정에서 필요에 따라 털을 면도해내고, 알코홀을 사용하여 기름떼나 로션등이 피부에 묻어있지 않도록 외피를 가볍게 문질러 닦아낸다. Electrode는 약 3-4cm정도 떨어지게 붙이고, 근육의 volume을 손으로 느낄 수 있는 곳에, 근섬유질의 방향과 평행되게 붙인다. 붙인 후에는 저항측정기를 사용하여, 근육마다의 저항이 비슷한가를 측정한다. 대개 피부 저항이 0.2 K옴에서 0.9 K옴 정도면 피부 표면이 잘 준비되었다고 보아진다. 피부의 저항은 시간이 지남에 따라 변화할 수 있으므로, 의심나는 부분이 있으면 재검사를 하는 것이 피부의 저항으로 인한 EMG신호의 error를 줄이는 데 도움을 줄 수 있다. 같은 방법으로 각각의 근육에 surface electrode를 배, 척추하단부, 허벅지, 아래다리의 오른쪽 부위에 붙이고, 마지막으로 근육을 많이 사용하지 않는 인체부위에 ground용 electrode를 한개만 붙인다. 실험자는 각각의 EMG 신호가 제대로 기록되

는지를 확인하고, 피실험자에게 허리 굽힘/폄 운동을 최대속도하에서(self-selected maximum speed) 연결동작(continous and smooth motion)으로 약 10초간 계속할 것을 지시한다. 굽힘/폄 동작중에 발의 위치가 일정한가를 확인한다.

2.7 신호분석방법 (Signal processing)

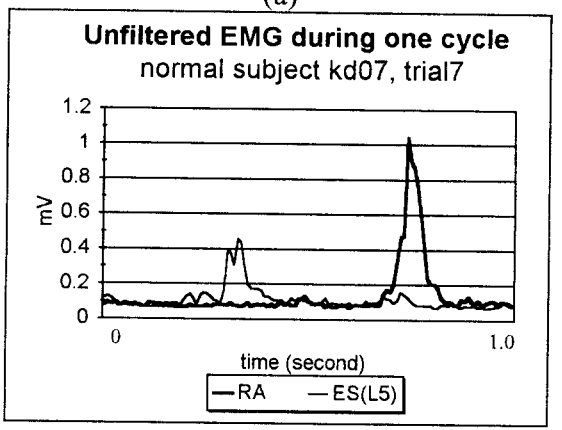
Raw ENG signal을 filtering 하기 위하여, 적정한 cutoff frequency가 검토되었다. McGill (1991)은 3Hz의 cutoff frequency를 사용하여, 복부와 허리 하단부의 근육의 EMG signal을 조사하였다. Olney and Winter(1985)의 경우에는, 보행시 rectus femoris 근육을 조사하기 위하여, 1.0과 2.8Hz의 cutoff frequency를 사용하였다. 본연구에서는 3Hz, 5Hz, 8Hz의 cuotoff frequency를 사용하여 시험적으로 EMG 신호를 filter해 보고, noise reduction 효과가 가장 큰 3Hz를 사용하기로 하였다. Feltering 방식은 Butterworth filter (Winters, 1990)를 사용하였고, filter시에 일어날 수 있는 Phase shift를 막기위해, forward filter (2nd order)와 reverse filter(2nd order)를 합친 형태를 사용되었다. 한편, Yang and Winter (1984)는 EMG pattern을 추출하는 과정에 있어, 새로운 EMG normalization방법을 사용하여, 피실험자간의 inter-subject variability를 줄이는 효과도 실험을 통해 보여주었다.

3. 연구결과 (Results)

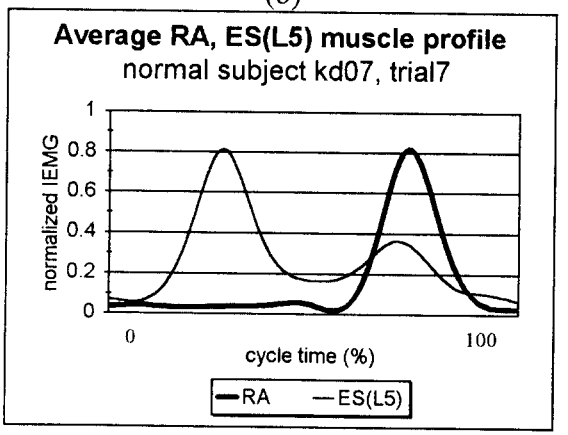
3.1 기술통계 분석결과 (Descriptive statistics)

기록된 IEMG 신호는 filtering, normalization, 동작 cycle의 시작과 끝의 검출, 최대 EMG 신호 검출 과정을 거쳐, 위에서 언급한 '종속변수를 추출해내게 된다. 이러한 종속변수의 평균값 및 표준편차가 표 3에 요약되어 있다. 그림 6은 Raw IEMG 신호 (a)가 process된 후 (b)의 모습과 cycle의 시작과 끝을 정의하는 속도의 profile (c)를 나타내고 있다. 즉, 허리 굽힘과 폄을 한 cycle로 봤을 때, 허리동작의 속도의 방향변화점을 reference point로 사용하여 시작과 끝을 정의하였다. 허리동작의 속도는 오하이오 주립대에서 개발된 Lumbar Motion Monitor (LMM)를 사용하여 구할 수 있는데, 이 기구와 기법에 대한 설명은 본연구에서는 약하기로한다.

(a)



(b)



(c)

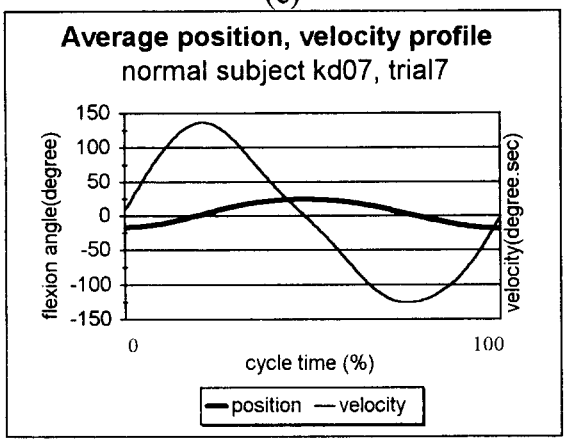


그림 6. (a) unfiltered IEMG, (b) processed IEMG, (c)definition of beginning and end of the cycle

표 3. 기술통계결과

종속변수	정상인 평 균	정상인 표준편차	요통환자 평 균	요통환자 표준편차
peak diff RA-L5	38.83	25.89	16.17	21.47
pead diff QUD-HAM	44.69	14.09	18.91	12.48
peak diff TA-L5	27.24	13.34	28.03	19.06
coexcit RA-L5	24.06	20.78	47.03	26.71
coexcit QUD-HAM	16.33	19.22	25.47	30.75
coexcit TA-GAS	23.52	22.78	18.91	14.90
coexit EO-IO	18.17	13.50	36.33	27.02
coexcit RA-L1	33.28	24.69	48.28	29.98

3.2 가설검정결과 (Hypotheses testing)

위에서 정의된 종속변수는 Analysis of Variance (ANOVA)를 사용하여 그 가설이 검증되었다. 정상인과 요통환자간의 temporal EMG pattern의 차이는 개개의 근육별로 조사되었고 표 4에 요약되어있다. 표 3과 표 4의 결과를 종합해 보면, Hip을 움직이는 근육부위에서 (quadriceps and hamstrings), 요통환자의 경우 pead difference가 정상인에 비해 현저히 감소된 것을 볼 수 있고, 반면에 허리를 움직이는 근육부위에서 (rectus abdominis and erectos spinae at L5 level) coexcitation이 나타난 시간은 현저하게 증가된 것을 볼 수 있다. 이러한 요통환자의 coexcitation의 증가 현상은 external oblique과 internal oblique 근육 사이에서도 관찰되어 졌다.

표 4. ANOVA Table

종속변수	source	DF	F	Pr>F
peak diff RA-L5	group	1	4.54	0.4720
peak diff QUD-HAM	group	1	18.76	0.0004***
peak diff TA-GAS	group	1	0.01	0.9162
coexcit RA-L5	group	1	4.60	0.0458**
coexcit QUD-HAM	group	1	0.64	0.4358
coexcit TA-GAS	group	1	0.29	0.5989
coexcit TA-IO	group	1	3.61	0.0734*
coexcit RA-L1	group	1	1.49	0.2377

* significant at $p<0.1$, **significant at $p<0.05$, *** significant at $p<0.01$

3.3 추가분석결과

이외에도, peak timing의 근육별 temporal order가 flexor들 사이에서 그리고 extensor들 사이에서 조사되었다. 근육의 peak timing의 편차는 굽힘동작의 개인차, 혹은 surface electrode가 부착된 근육 부위의 차이등 정량화되지 않은 요인들이 작용했을 가능성이 크므로, 본연구의 결과는 차후 연구의 기초자료로서 그 가치가 있을 것이다. 표에 기록된 근육의 peak timing의 순서는 임의로 굽힘/폄

cycle내에서 5% cycle time의 차이가 있으면 차등을 두었다. 이 결과는 통계적으로 검증되지는 않았지만, 동작시 과연 어느 부위의 근육이 먼저 excit 되는지 몸의 무게중심에서 먼쪽에서(distal) 부터 가까운 쪽(proximal)까지의 근육사이의 값을 비교해보고 차후의 연구자료로 삼을 수 있을 것으로 기대되며 표 5에 그결과가 요약되어 있다.

표 5. Peak timing의 순서 : flexor 내에서와 extensor 내에서의 비교

	정상인 평균	정상인 편차	순서	환자 평균	환자 편차	순서
flexor RA	74.75	16.26	3	55.92	23.90	2
flexor QUD	48.36	24.00	1	43.12	17.54	1
flexor TA	60.55	13.63	2	54.22	17.46	2
extensor L1	53.75	28.51	4	47.66	14.59	2
extensor L5	41.41	17.76	2	39.30	21.20	1
extensor HAM	46.71	29.20	3	54.30	19.15	3
extensor GAS	29.45	25.13	1	46.56	26.77	2

4. 토론 (Discussion)

본 실험결과에 의하면 근육의 excitation pattern을 연구하는 것이 요통환자를 진단해 내는데 효과적으로 사용되어질 수 있는 방법이라는 것이 증명되었다. 특히, 대퇴부를 움직이는 quadricep이나 hamstring 근육이 보여주었던 peak timing difference는 두 집단사이에서 통계적으로 대단히 유의한 결과를 보여주었기 때문에 임상적으로 이러한 결과를 응용할 수 있도록 계속 연구되어져야 할 것이다. 요통환자의 허리하단부 근육(RA-ES at L5)에서 관찰 되었던 coexcitation의 시간적증가는, 기존의 연구에서 보고된 erector spinae 근육의 relaxation pattern의 감소 현상과 일맥상통하는 결과를 보여주었다. 흔히 정상인들의 agonist-antagonist 근육의 pattern은 매우 상호교환적(reciprocal)인 경향을 보인데 반해 (Oddsson and Thorstensson, 1987), 요통환자들의 경우에는 coexcitation의 증가로 인해, 이러한 정상적 근육의 reciprocal pattern이 거의 없어진 것이 정량적 결과로 나타났다. 이번 연구중 dynamic EMG pattern을 추출하고 coexcitation을 정량화하는 새로운 기법이 개발되었다. 특히 excitation level을 결정(define)하는 과정에서는, 다양한 threshold level(0% 새 100%)을 검사하고, 그 결과 20-40%를 기준으로 했을 경우 집단간의 차이가 가장 현저한 것을 도표를 통하여 확인한 뒤, 30%를 기준으로 사용하기로 결정하게 되었다. 도표의 예가 그림 7에 나타나 있다.

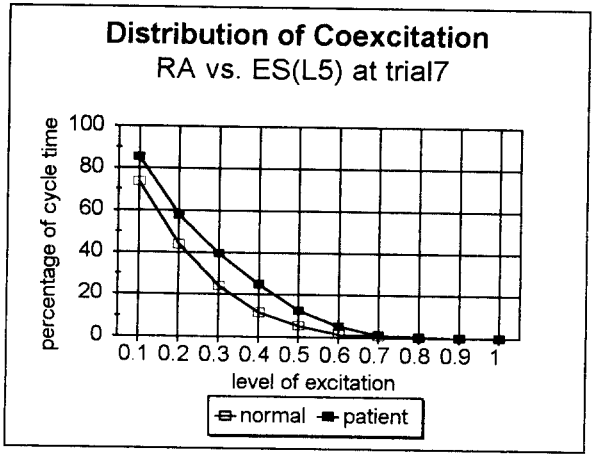


그림7. Threshold level에 따른 coexcitation의 분포도

한편, EMG signal를 normalize하는 과정에서 여러가지 기법이 시도되었다. 특히, 통증으로 인해 환자로부터 신뢰도 높은 maximum voluntary contraction (MVC) 값을 얻어 낼 수 없기 때문에, submaximal contraction을 통한 normalization 방법이 pilot subject를 통

해 시도되고 그 결과가 조사되었다. Submaximal contraction을 유도해 내기위한 resistance 강도는, 50 percentile 키와 무게를 가진 남자를 기준으로 했을때, 50 N-m가 free dynamic situation에서 요통환자들이 무리없이 낼 수 있는 torque로 estimate 되어졌다(Gorden et al., 1989 : Marras et al., 1994 : Kim, 1995). 여자의 경우 일반적으로 남자의 50%정도의 resistance (25 N-m)가 사용되었다(McNeill et al., 1980 : Schltz, 1980). 그러나 submaximal contraction하에서의 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 나는등 사용하기에 불가한 결과가 추출되기도 하였다. 이러한 이유로 인해 본연구에서는 개개인의 dynamic EMG의 peak를 사용하여 EMG를 normalize하는 방법을 pilot subject를 통해 사용해 보았고, 그 결과 normalized EMG signal의 변이도의 문제가 해결되었다. 이 방법의 또다른 장점은 normalize를 하기위한 maximum EMG 값이 실지 굽힘/폄 동작중에 얻어질 수 있으므로, 추가의 실험이 필요없고 그로 인해 실험시간을 단축하므로, 실험도중이나 완료후에 환자의 통증을 다소 감할 수 있다는 데 있다.

통상적으로 동적운동시 EMG를 normalize하는 과정에 있어 실제 근육의 운동도를 가능한 정확하게 EMG signal로 표현하기 위해서는, 근육의 길이(length)와 수축속도(velocity)가 EMG signal에 미치는 영향을 고려하는 것이 중요하다. 본 연구는 근육에 보내지는 신경신호로서의 EMG의 on-off 기능을 중심으로 조사하였으므로 종속변수들(peaktiming and duration of coexcitation)이 피실험자의 자세나 동적 움직임의 영향을 받지 않는다고 가정되었다. 그러나, EMG signal을 가지고 근육이 tension이나 force를 estimate할 때라든지, EMG profile의 정성적 평가를 위해서는 역시 이러한 동적요인들을 고려해야 보다 정확한 평가를 내릴 수 있다. 현재 길이와 속도의 요인을 고려한 경험적 model은 아직 널리 개발되어 있지 않은 상태이나, Granata (1993)에 의해, EMG signal을 길이와 속도에 따라 수정할 수 있는 modulation factor가 실험결과에 따라 계산되어진 것이 사용되기도 하였다. 그 공식은 다음과 같다.

EMG (Length)=EMG (-3.25+10.2L-10.4L^2+4.59L^3) Where L is the length of a muscle relative to its rest length

EMG (Velocity)=EM (1.16-0.99Vel++0.72Vel^2) Where Vel is the relative muscle velocity (percent of maximum velocity, Vel(max)=3.25 rest muxcle legth/sec)

이 공식에서 근육의 length는 실제 해부학적 data를 기준으로 결정해야한다. 또한, muscle length가 rest length의 0.83 배에서 1.5 배 사이에 있는 경우, velocity가 0.4*rest muscle length/sec (90 degree/sec trunk velocity)를 넘지않은 경우에 한해 unconstrained lift와 KIN/COM에서 얻어진 isokinetic exertion의 결과 사이에 5%이내의 편차가 유지된다. 그러므로 위의 공식은 unconstrained lift의 값이 달라질 수 있으므로 사용시 세심한 주의가 필요하다. 위의 공식은 unconstrained lift의 경우에 따른 값이며 isokinetic exertion의 경우보다 이론적으로 근육의 strngth-length relationship을 잘 나타내 주고 있다. Volocity modulation의 경우, Vel의 최대값은 생리학적으로 1.2를 넘지않는 것으로 (McGill and Norman, 1986)사용되었으나, Granata(1993)의 경우 2.0을 사용하였다. 이러한 modulation factor를 사용하였을 때, EMG sign이 어느정도 실제에 가깝게 근육의 운동도를 나타낼 수 있기는 하나, 이또한 여러가지 제약조건 때문에 조심해서 사용하지 않으면 안된다. 예로,

때문에 조심해서 사용하지 않으면 안된다. 예로, Granata (1993)의 data는 lifting의 경우나, 골반과 하반신이 고정된 허리의 폄(extension) 동작상태에서만 모집되었기 때문에, 아무런 resist ance가 없는 반복적 굽힘/폄 운동시에 적용가능 여부에 대한 확인이 필요하다. 또한 Gr anata의 data는 MVC를 통한 IEMG를 가지고 normalize 했기 때문에 본연구에서 사용한 dynamic IEMC와는 또 다른 영향을 E MG profile에 미칠 수 있다는 것을 감안하여야 한다. 본 토론에서는 이러한 modulation factor를 사용하였을 경우 어떻게 EMG profile이 변화하는지를 실험적으로 시도하여 그 결과를 그림 8에 나타내었다.

그림에 나타난 바와 같이, modulation factor가 고려되더라도, EMG peak timing에는 별다른 영향을 끼치지 않는 것이 관찰되었다. 그러나, 근육의 length에 따라 modulate한 결과, EMG profile이 현저하게 변화되는 것이 나타났다. velocity를 고려할 때도 그 실제적 차이가 관찰되었다. 이러한 변화는 EMG 신호의 amplitude를 변화시키므로, 근육의 힘을 추정하는데 있어 필히 고려되어야 할 사항임을 보여준다. 현재 dynamic lifting의 경우 Granata가 조사한 modulation factor들이 사용될 수 있으나, 이 역시 hip의 움직임이 활발

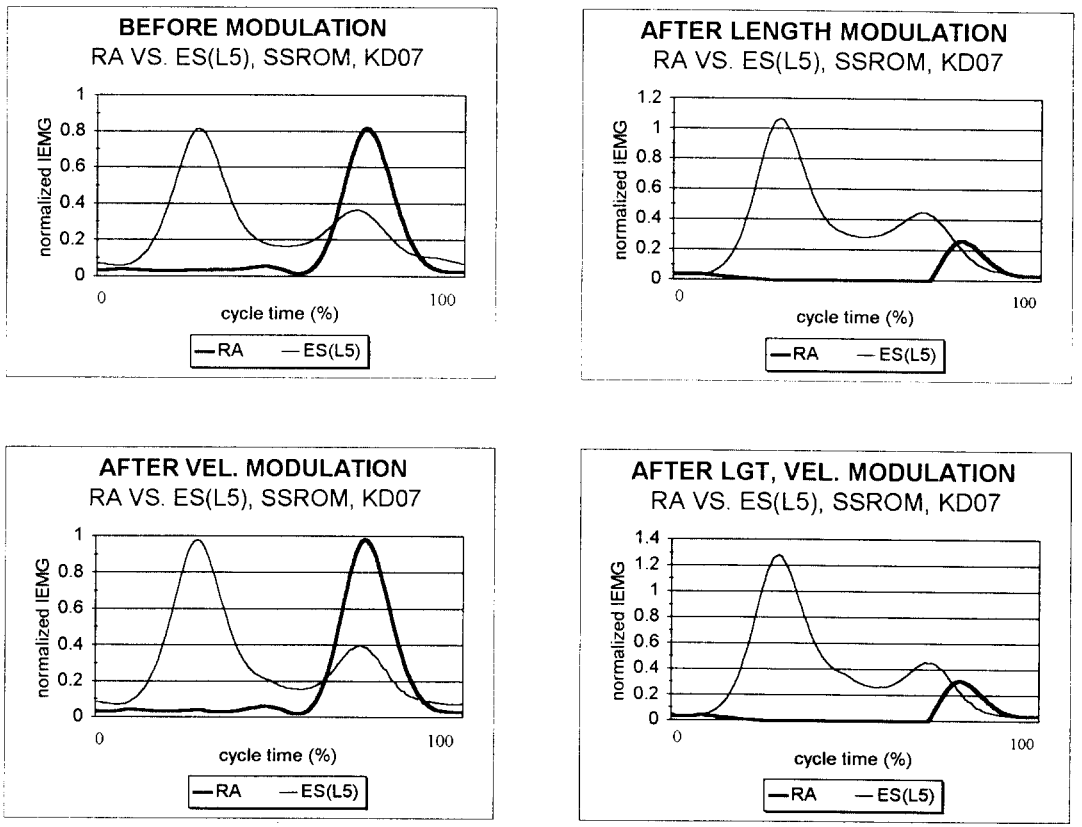


그림 8. Muscle length and/or velocity effect an IEMG signal, subject KDD07

얼마나 근접한가 하는 것은 또 다른 연구과제라 하겠다. 현재로서는 Granata가 조사한 data와 그에 따른 modulation factor가 가장 현실과 접근한 자료라고 할 수 있다. 이러한 EMG-Assisted model은 Granata and Marras(1993)에 의해 Asymmetric trunk extension의 경우에 사용된 것이 보고되었다.

5. 결론 (Conclusion)

요통환자와 정상인과의 사이의 신경근육계의 차이가 근전도(EMG)를 측정결과를 통해서 정량화 되었다. 특히, 본 연구에서는 동적 움직임 상황에서 얻어진 개개의 근육의 maximum IEMG 값으로 normalization이 시행되었고, excitation pattern을 이용한 종속변수들을 사용함으로써, 근육의 길이와 속도가 EMG 신호에 미치는 영향을 최소화 할 수 있었다. 이 연구결과는 앞으로 임상적 검증과정을 거치면 요통환자를 정밀 진단하는데 사용할 수 있을 것으로 사려되고, 본 연구에서 사용된 기법들은 차후 dynamic EMG를 normalization하는 향상된 기법을 개발하는데 실험적 자료로 사용될 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] Ahern, D.K., Hannon, D.J., Goreczny, A.J., Follick, M.J., and Parziale, J.R. (1989). Correlation of chronic low-back pain behavior and muscle function examination of the flexion-relaxation response. Spine, 15(2), 92-95.

[2] Andriacchi, T.P., Andersson, G.B.J., Fermier, R.N., Stern, D. and Galante, J.O (1980) A Study of Lower Limb Mechanics during Stair Climbing. *Journal of Bone and Joint Surgery,* 62A, 749-757.

[3] Beimborn, D. S. and Morrissey, M. C.(1981). A Review of the Literature Related to Trunk Muscle Performance, *Spine*, 13(6), 655-660.

[4] Bigos, S. J., Battie, M. C., Nordin, M., Spengler, D. M., and Guy, D. P.(1990) Industrial Low Back Pain. *The Lumbar Spine,* In Weinstein, J. N. & Wiesel, S. W. (Eds), Philadelphia : W.B. Saunders, 846-871.

[5] Gordon C.C., Churchill, T., Clauser, C.E., Bradtmiller, B., McConville, J.T., Tebbetts, I., and Walker, R. A.(1989). *1988 Anthropometric Survery of U.S. Army Personnel : Methods and Summary Statistics.* Anthropology Reseaech Progects, Inc. NATICK/TR-89/044.

[6] Granata, K. P.(1993). An EMG-assisted Model of biomechanical trunk loading during free-dynamic lifting. dissertation, Ohio State University.

[7] Granta, K. P. and Marras, W.S.(1993). An EMG-Assisted Model of Loads on The Lumbar Spine During Asymmetric Trunk Extensions. *Journal of Biomechanics,* 26(12), 1429-1438.

[8] Jorgensen, K. and Nicolaisen, T.(1987). Trunk Extensor Endurance : Determination and Relation to Low-Back Trouble. *Ergonomics*, 30(2), 259-267.

[9] Keeley J, Mayer TG, Cox R, Gatche., RJ, 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 1986 ; 11(1) : 31-35.

[10] Kim, J.Y.(1995). Patterns of trunk neuromuscular performance in normal sub

jects and low-back pain patients. Dis sertation, Ohio State University.

[11] Luttgens, K. and Wells, K.F.(1989). The Hip Region. Kinesiology : Scientific Basis of Human Motion, 7th ed., W.C Brown pub., Dubuque. Iowa

[12] Marras, W.S. and Granata, K.P.(1995). A Biomechanical Assessment and Model of Axial Twisting in the Thr acol umbar Spine, 20 (13), 1440 - 1451.

[13] Marras, W. S., Parnianpour, M., Fe r guson, S. A., Kim, J. Y., Crowell, R. R., and Simon, S. R.(1993). Quan tifica tion and Classification of Low Back Disorders Based on Trunk Motion. *European Journal of Physical Med icine and Rehabilitation,* 3(6) 21 8-235.

[14] McGill, S. M.(1991). Electromyographic Activity of the Abdominal and Low Back Musculature during the Generat ion of Isometric and Dynamic Axial Trunk Torque : Implications for Lum ber Mechanics. *Journal of Orthopaedic Research,* 9, 91-103.

[15] McGil, S. M. and Norman, R.W.(1986). Patitioning of The L4-L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine*, 11(7), 666-678.

[16] McNeill, T., Warwich, D., Andersson, G., and Schultaz, A.(1980). Trunk Strengths in Attempted Flexion, Exten sion, and Lateral Bending in Healthy Subjects and Patients with Low-Back Disorders. Spine, 5(6), 529-538.

[17] Oddsson, L. and Thorstensson, A.(19 85). Fast Voluntary Trunk Flexion Movements in Standing : Motor Patterns. *Acta Physiol Scano*, 129, 93-106.

[18] Olney S. J. and Winter, D. A.(1987). Prediction of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data. *Journal of Biomechan ics*, 18, 9-20.

[19] Paquet, N., Francine, M., and Richards, C.L.(1994). Hip-Spine Movment Interac tion and Muscle Activation Patterns During Trunk Movements in Low Back Pain Patients. *Spine*, 19(5), 596-603.

[20] Panjabi M.M.(1992). The stabilizing sy stem of the spine. Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhance ment. *Journal of spinal disorder,* 5(4), 383-389.

[21] Roy, S.H.(1993). Combined use of su rface electromyography and P-NMR spectroscopy for the study of muscle disorders. *Phyical Therapy,* 73, 892-901.

[22] Triano, J.J. and Schultz, A.B.(1987). Correlation of Objective Measure of Trunk Motion and Muscle Function with Low-Back Disability Ratings. Spine, 12(6), 561-565.

[23] Winter, D.(1990). Kinetics : Force and Momnet of Force. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement,* 2nd edit, John Wiley & Sons, Inc., NY. NY. 75-102.

[24] Winter, D.(1990). Anthropometry. *Bi omechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd edit, John Wiley & Sons, Inc., NY, NY. 51-74.

[25] Yang, J.F. and Winter, D.A.(1983). Electromyography Reliability in Max imal and Submaximal Isometric Con tractions. *Arch Phys Med Rehabil,*

64, 287-299.

[26] Yang J.F. and Winter, D.A.(1984). Electromyographic Amplitude Normalization Methods : Improving Their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. *Arch Phys Med Rehabil,* 65, 517-521.