

정상인과 요통환자의 동적 움직임의 차이에 관한 정량적 연구

Quantitative Study of Dynamic Motion Difference Between Normal Subjects and Low-Back Pain Patients

김 정 룡

한양대학교 산업공학과

Abstract

Different patterns of dynamic trunk performance between normal subjects and low-back pain (LBP) patients have been investigated. Ten healthy subjects and ten LBP patients were recruited for this study. An experiment was designed to quantify the dynamic motion of the back and hip during repetitive flexion/extension of the trunk. The angular velocity, angular acceleration and the phase angle difference between the hip and back were recorded as dependent measures via electromechanical devices. Results showed the significant differences in the velocity and acceleration of the hip and back and the phase angle between normal subjects and LBP patients. The consistency of kinematic variables during motion cycles was also examined in terms of variance ratio (Hershler and Milner, 1978). Based on the results of the study, these quantifiable variables such as trunk kinematics and hip-spine coordination can be developed as a medical tool to identify LBP patients in addition to current imaging techniques.

1. 서론

요통(Low-Back Pain)의 진단과 치료를 위하여, X-Ray 나 MRI 혹은 CT Scan과 같은 image를 사용한 기법들이 사용되어왔다. 이러한 기법들은 디스크의 돌출 (Disk herniation), 척추골절전위 (Spondylolisthesis), 척추관의 협착(Spinal stenosis) 등의 통증의 원인이 해부학적으로 분명한 경우 진단이 매우 정확하다는 장점이 있다. 그러나 요통의 원인이 근육이나 신경 등의 soft tissue의 일부 분에 한정되어 있어 해부학적 특징이 불분명하거나, 정신적, 사회 환경적 문제와 복합적으로 연관되어 있을 때는 image에 의한 검사가 요통의 원인을 결정적으로 제공해 주지 못한다. Bigos et al (1990)은 그의 연구 보고에서 근골격계의 image 검사를 통하여 해부학적 요통의 원인이 발견되는 경우가 12-15%에 불과하다는 통계를 보고하였다. 이러한 기존의 imaging technique에 기초한 진단방법의 한계성을 보완하기 위하여, 구미 선진국에서는 환자의 신체기능을 측정하여 요통환자 진단에 사용하려는 시도가 활발히 진행되고 있다. 그 중에서도, McIntyre et al (1991)은 정상인과 요통환자간의 반복적 허리동작을 정량적으로 분석하여 동작의 속도와 크기의 차이가 정상인과 요통환자 사이에 유의한 차이가 있다는 것을 최대 부하치(MVC)의 50%를 저항조건으로한 동작 실험에서 보여 주었다. 한편, Marras et al (1993; 1995)는 아무런 저항조건이 없는 무부하상태에서 허리동작의 움직임을 관찰하였고, 그 결과 반복적인 굽힘/펴 동작시, 속도와 가속도에서 정상인과 요통환자간의 유의한 차이를 가장 많이 나타낸다는 사실을 정량적으로 입증하였다. 이러한 연구결과들은 요통환자의 신경근육 system이 상해부위를 의식적으로나 무의식적으로 보호하게 만듦으로써 동작의 pattern을 바꾼다는 가설 (Marras et al,

1993)을 입증해 주기도 했다.

한편 이러한 전체적인 허리동작시 kinematic 변수의 차이는, 엄밀히 말해, 골반의 회전과 허리의 굽힘이 동시에 만들어낸 결과라고 하겠다. 이러한 골반과 허리의 움직임을 Paquet et al. (1994)가 연구하였고, 결과로 굽힘 동작시에는 초기 75%까지 허리의 회전이 주축을 이루다가 후기 25%에서는 골반의 회전이 주축을 이루는 것을 발견하였고, 펴동작시에는 초기 25%에서는 골반이, 후기 75%에서는 허리가 주축을 이루는 것을 관찰하였다. 이러한 기본 pattern은 요통환자에게서도 발견되었으나 굽힘 동작시 허리와 골반회전의 구분이 다소 불분명한 경향을 보여주었다. 이와 같이 여러 연구를 종합해 볼때, 전체적인 굽힘 각도의 차이, 속도 및 가속도의 차이, 골반의 사용 정도와 사용방법의 차이 등을 정밀 조사할 경우, 요통환자만이 가지는 독특한 동작형태와 운동신경에 의해 조정되는 허리와 골반사이의 coordination을 관찰할 수 있으리라는 가설을 세울 수 있게 되었다. 그러므로 본 연구에서는 요통환자에게 발생할 수 있는 동작특성에 대한 정량적, 종합적 분석을 생체 측정을 통해 시도하고, 그 자료를 통계적으로 분석함으로써, 정상인과 요통환자간의 차이를 밝혀내는 것을 목적으로 삼았다. 이러한 결과는 궁극적으로 요통환자의 정밀진단과 치료에 도울 수 있는 정량적 기법을 개발하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 예상된다.

2. 연구방법

실험가설

무부하상황에서 허리의 굽힘과 펴동작시 측정되어지는 각도 (Range of motion), 각속도 (angular velocity), 각가속도(angular acceleration), Phase angle (Scholz, 1993)의 종속변수들은 정상인과 요통환자를 비교하였을 때 그 차이가 없다는 것을 Null Hypothesis 로 한다.

피실험자

척추를 수술한 일이 없고, 지난 6 개월 동안 요통을 경험한 적이 없는 10명의 정상인과 1차 진료소와 척추전문진료소를 찾은 10명의 요통환자를 대상으로 실험을 하였다. 본 실험에서는 근골격계에 이상이 있는 환자를 대상으로 하였고, 신경계에까지 이미 증상이 확인된 환자는 제외 시켰다. 또한 요통의 정도가 실험에 미칠 극단적 영향을 우려하여, 고통의 정도가 2에서 8까지 (0 에서 10중: 10이 극도의 통증)라고 응답한 환자만을 포함시켰다. 동적운동능력의 차이가 실험에 미치는 영향을 가능한 최소화하기 위하여, Marras et al.(1993)의 보고에 따라 허리를 앞으로 연속적으로 굽히고 펴때의 동적운동능력의 차이가 통계적으로 유의하지 않은 연령층만을 포함시켰다. 즉, 남자는 18세에서 50세까지, 여자는 18세에서 40세까지를 포함시키기로 결정했다. 피실험자의 인체계측자료와 요통의 원인에 대해서는 표 1 과 표 2에 요약 되어있다.

실험도구

피실험자의 허리움직임의 각도를 시간의 함수로 표현하기 위하여 Marras et al (1992)에 의해 개발된 Lumbar Motion Monitor (LMM)과 Hip Monitor (Kim, 1995) 를 동시에 사용하였다. 이 electromechanical device는 하단척추 부분과 골반의 움직임을 3차원적으로 측정할 수 있도록 설계되어져 있다. 이 기구는 피실험자의 움직임을 potentiometer에 의해 전기신호(voltage)로 바꾸고, 차후 회전각도로 변환되어지며 미분 과정을 거쳐 속도와 가속도로 계산되어진다.

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	180.6
7	24	여	55	159
8	26	여	60.5	166
9	24	여	69.6	172
10	23	여	48	160
평균/편차	25.2/1.2	n/a	67.4/13.2	169.6/7.6

표 2. 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 syndrome
14	40	여	84	161	quebec1
15	34	남	85	162	quebec2
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

실험설계

독립변수로는 위에서 언급한 피실험대상의 집단이 되었고, 종속변수로는 허리와 골반의 각도, 속도, 가속도가 사용되었다. 특히 허리와 골반사이의 움직임의 관계를 알아보기 위해, 굽힘/펴 동작을 한 cycle로 가정할 때의 phase angle (각도와 속도가 만들어내는 2차원 평면상의 각도: Scholz, 1993) 을 구하고, 허리와 골반사이의 phase angle 최대차이를 종속변수로 사용되었다. 동작의 시작과 끝은 속도함수가 부호를 바꾸는 점(동작의 방향이 바뀌는 점)을 기준으로 해서 결정하였고, 1차 수집된 data 는 통계처리를 위해 정상화 (normalization) 되어 1 cycle당 128 points로 변환되었다.

실험과정

피실험자가 실험실에 입실하면 간단히 실험과정을 설명해 주고 특히 요통환자의 경우 통증의 정도를 알아본다. 피실험자가 허리동작 측정기와 골반동작 측정기를 착용한 뒤 동작신호의 정상여부를

확인하기 위하여 가벼운 허리굽힘동작을 하도록 요구한다. 이 단계는 피실험자를 warming-up시키는 과정으로 사용한다. 굽힘/펴 동작시 기구에 의한 동작의 제한이 없는지 확인하고, 준비가 되면 피실험자가 최대의 속도로 연속동작으로 굽힘과 펴동작을 약 10초간 하도록 지시한다. 동작의 시작과 끝을 명확하게 지시하고 동작시 필요한 data를 A/D converter를 통하여 Computer에 입력한다. 측정이 끝나면 요통환자의 경우 통증의 정도를 기록하고, 극단적인 통증호소가 있을 때에는 예외적인 경우로 처리한다.

3. 연구결과

기술통계결과

종속변수에 대한 기술통계결과를 표 3에 요약하였다.

표 3. 정상인과 요통환자간의 차이에 대한 기술통계결과

종속변수	정상인		요통환자	
	평균	편차	평균	편차
허리 각도(degree)	34.56	12.72	29.10	9.47
허리 각속도(deg/sec)	98.40	34.31	55.63	23.08
허리 각가속도(deg/s/s)	647.08	199.88	282.12	176.15
골반 각도(degree)	47.41	23.10	46.61	20.92
골반 각속도(deg/sec)	148.35	35.69	96.98	56.13
골반 각가속도(deg/s/s)	148.35	35.69	96.98	56.13
최대 phase angle 차이(deg)	99.38	11.61	65.37	22.34

ANOVA 결과

이 표에서는 허리나 골반의 경우 속도에서 가속도로 갈수록 두 모집집단 사이의 차이가 두드러지는 것을 볼 수가 있다. 이러한 차이가 과연 통계적으로도 유의한 것인지 표 4에 ANOVA (Analysis of Variance)의 결과를 요약하였다.

표 4. 정상인과 요통환자의 차이에 대한 통계검증결과

종속변수	Source	DF	F	Pr>F
허리 각도	모집집단	1	1.19	0.2894
허리 각속도	모집집단	1	10.69	0.0043**
허리 각가속도	모집집단	1	18.77	0.0004**
골반 각도	모집집단	1	0.01	0.9335
골반 각속도	모집집단	1	5.69	0.0252*
골반 각가속도	모집집단	1	6.20	0.0228*
최대 phase angle 차이	모집집단	1	18.24	0.0005**

* $p < 0.05$ 수준에서 통계적으로 유의함, ** $p < 0.01$ 수준에서 통계적으로 유의함

표 4에서 보여준 바와 같이 정상인과 요통환자의 차이는 가속도를 측정했을 때에 가장 유의한 것으로 나타났다. 최대 phase angle 차이는 정상인과 요통환자의 허리와 골반 사용방법에 유의한 차이가 있다는 것을 나타낸다. 특히 요통환자의 허리와 골반의 phase 차이가 적어진다는 것은 반복동작시 허리와 골반의 움직임이 동일시 (synchronize) 되는 경향이 있음을 보여준다.

움직임의 규칙도

반복적인 굽힘/펴 동작시, 움직임의 규칙도(Consistency)가 추가로 조사되었다. 본 연구에서는 Variance Ratio (VR: Hershler and Milner, 1978)를 사용하여, cyclic 동작의 상대적 변이도 (Variability)를 조사함으로써 규칙도를 정량화 하였다. VR을 구하는 공식은 다음과 같다.

$$VR = \left[\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k (X(ij) - X(iavg))^2 / k(n-1) \right] / \left[\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k (X(ij) - Xavg)^2 / (kn-1) \right]$$

i는 1에서 128까지 1 cycle내의 정상화된 (normalized) data 수, j는 cycle의 횟수로 정한다.

X(iavg): ith data point 값의 평균 (across cycles)

Xavg: 전체 평균

X(ij): individual data point

k=128, n=number of cycles

규칙도를 조사한 결과 허리와 골반의 가속도의 경우에만 정상인이 요통환자보다 더 규칙적이고, 그 차이가 통계적으로 유의한 것으로 나타났다. 즉 허리 반복도는 p value=0.05 수준에서, 골반 동작의 반복도는 p value=0.1 수준에서 통계적으로 유의한 것으로 나타났다.

4. 연구 토의 및 결론

허리의 동적 동작 특성과 허리와 골반과의 동적 control pattern 이 본 연구에서 조사되었다. 특히, electromechanical hip monitor를 LMM과 동시에 사용한 것, 동작의 cycle을 정의하고 통계화할 수 있는 수학적 기법을 사용한 것, 또한 골반과 허리 움직임 중, 무의식적으로 발생하는 coordination의 변화를 기술하고 정량화 한 것들은 이 분야의 새로운 시도라고 할 수 있겠다. 본 연구의 결과로써, 정상인과 요통환자 모두 몸통(trunk) 동작 차이의 많은 부분이 골반의 회전에 의해 이루어진다는 것이 확인되었으며, 굽힘/펴 동작시 요통환자들의 골반의 흔들림이 기술통계상 정상인 보다 다소 높은 것으로 나타났다. Phase angle의 차이가 요통환자에게 적게 나타난 것은, 환자들이 허리와 골반을 다소 경직 시킴으로써 일어나는 Locking 현상으로도 추정되어 질 수 있다. 또한 허리나 골반의 반복동작시, 정상인의 가속도가 요통환자보다 규칙적이라는 것은 요통이 근육의 힘 뿐 아니라 운동신경 조정기능도 약화시킨 것을 반영해 준다고 하겠다.

결론적으로, 본 연구에서는, 동작 분석을 통해 정상인과 요통환자의 차이가 정량적으로 구분될 수 있다는 것을 새로운 동작 parameter 를 통해 보여 주었다. 특히, 앞으로 동작 분석이 요통의 진단과 치료에 현실적으로 적용되기 위해서는, 계측기의 상업적 개발과, 측정된 자료를 비교검토 할 수 있는 Database 가 광범위한 조사를 통해 이루어져야 할 것이라고 사료된다. 그럼으로써, 동작분석기법은 기존의 imaging technique 과 더불어 요통환자를 보다 정확하고 정밀하게 진단하고 치료하는데 사용되어질 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- Bigos, S.L., 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. (Edi), Philadelphia: W.B. Sanders, 846-871.
- Hershler, C. and Milner, M. (1978). An Optimality Criterion for Processing Electromyography (EMG) Signals relating to Human Locomotion. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, BME 25(5), 413-420.
- Kim, J.Y. (1995). Patterns of Trunk Neuromuscular Performance in Normal Subjects and Low-Back Pain Patients. Doctoral Dissertation, The Ohio State University.
- Marras, W.S., Fathallah, F.A., Miller, R.J., Davis, S.W., and Mirka, G.A. (1992). Accuracy of a Three-Dimensional Lumbar Motion for Recording Dynamic Trunk Motion Characteristics. International Journal of Industrial Ergonomics, 9, 75-87.
- Marras, W.S., Parnianpour, M., Ferguson, S.A., Kim, J.Y., Crowell, R.R., and Simon, S.R. (1993). Quantification and Classification of Low Back Disorders Based on Trunk Motion. European Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 3(6). 218-235.
- Marras, W.S., Parnianpour, M., Ferguson, S.A., Kim, J.Y., Crowell, R., Bose, S., and Simon, S.R. (1995). The Classification of Anatomic and Symptom Based Low Back Disorders Using Motion Measure Models, Spine, 20(23), 2531-2546.
- McIntyre, D.R., Glover, L.H., Conino, R.H., Seeds, R.H., and Levene, J.A. (1991). A Comparison of the Characteristics of Preferred Low-Back Motion of Normal Subjects and Low-Back Patients. Journal of Spinal Disorder, 4, 90-95.
- Paquet, N., Francine, M., and Richards, C.L. (1994). Hip-Spine Movement Interaction and Muscle Activation Patterns During Sagittal Trunk Movements in Low-Back Pain Patients. Spine, 19(5), 596-603.
- Scholz, J.P. (1993). Organizational Principles for the Coordination of Lifting. Human Movement Science, 12, 537-576.