Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol.17, No.2, 1998

3차원 동작분석에 의한 요통환자의 정량적 진단기법 개발에 관한 연구

Development of Quantitative Diagnostic Technique for Low-Back Pain Patients via Three Dimensional Dynamic Motion Analysis

김 정 룡

ABSTRACT

Dynamic motion difference between normal subjects and low-back pain (LBP) patients has been investigated in terms of kinematic variables such as range of motion, velocity and acceleration of the back and hip. Ten healthy subjects and ten LBP patients were recruited in this study. Electro-goniometer such as Lumbar Motion Monitor and Hip Monitor have been used for quantitative measurement of the trunk motion during repetitive flexion and extension for ten seconds. Results indicated that the velocity and acceleration of the back and hip were important parameters to quantitatively identify LBP patients. The consistency of cyclic trunk motion and the relationship between the back and hip were measured in terms of Variance Ratio and Phase Angle in order to accurately assess the motion characteristics of LBP patients. In particular, the hip motion has been proven to be a very important factor in describing the kinematics of damaged lower back. The functional evaluation technique suggested in this study will be a tool to assist physicians for an accurate diagnosis and timely rehabilitation along with current image diagnosis techniques.

* 한양대학교 산업공학과

1. 서 론 (Introduction)

요통은 현대사회에서 가장 보편화 되어있는 질병으로 알려져 있으며, 치료를 위해 많은 비용이 드는 것으로 인식되어 있다. 실제로, Bigos et al. (1990) 은 85 %의 성인이 요통으로 인하여 직업이나 여가활동에 장애를 받고있다고 보고하였으며, Andersson (1981)은 다른 질병에 비해 요통이 생산연령에 있는 사람들에게 가장 치명적인 피해를 입힌다고 발표하였다. 경제적으로도, 미국에서만 $ 160 내지 500 억 정도의 막대한 직접 및 간접 손실이 발생하고 있으며 (Frymoyer, 1990) 이에 대한 적절한 조치가 심각하게 요구되고 있는 실정이다. 한국의 경우를 보면 산업재해 중 요통에 의한 재해가 차지하는 비율이 1993년의 4.9%에서 1994년에는 32%로 증가하였으며 (노동부, 1995), 부산지역 전체 산업재해 환자중 평균 12.4%가 요통환자로 조사되기도 하였다 (한국산업안전공단, 1990). 또한 요통으로 인한 일인당 평균 요양급여액수는 1992년에 356만원, 1993년에 316만원으로 추정되었으며, 이에 휴일 급여를 계산하면 이보다 두배이상의 액수가 산출될 것으로 예상된다. 상해부위별 분포를 보면, 미국의 경우 허리를 포함한 몸통부위가 38.8%로 가장 많으며, 다리부위가 19.8%, 손 부위가 12.3%로 나타났고, 국내의 경우 손 부위가 30.9%, 다리 부위가 17.1%, 머리 얼굴 부위가 15.5%, 허리를 포함한 몸통부위가 14.3%를 차지하는 것으로 나타났다 (정병용, 1997). 이를 볼 때, 미국은 누적외상질환으로 분류될 수 있는 몸통, 허리 부위의 상해가 많은 반면, 국내의 경우 돌발적인 사고에 의한 손이나 다리부위의 사고가 빈번히 발생하고 있는 것을 볼 수 있다. 현재 국내사정으로서는 돌발적인 안전사고에 대한 주의가 시급하나, 앞으로 우리 나라의 산업구조가 선진국형으로 바뀌어 감에 따라 미국의 경우와 같이 요통의 발생빈도가 증가될 것으로 예상되므로 이에 대한 예비책을 사전에 강구하는 것이 중요하다고 하겠다. 이러한 요통으로 인한 재해를 줄이기 위해서는, 예방은 물론 요통발생을 조기에 발견하여 재활하기 위한 정책적이고 전략적인 고려가 이루어져야하고, 이를 실천하기 위한 구체적 방법에 대해 활발한 토의가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

요통을 효과적으로 진단하기 위해서는 현재 주로 X-ray 나 CT scan, MRI와 같은 image를 이용하는 기법들이 척추의 해부학적인 문제를 진단하는데 사용되고 있다. 그러나 요통의 원인의 복잡성으로 인해, 이러한 방법들은 분명한 해부학적 원인을 갖고 있는 12 내지 15% 정도의 요통환자에게만 유용하다는 것이 보고되었다 (Bigos et al, 1990). 이러한 이유로, 기존의 imaging 기법에서 발견하지 못했던 허리의 기능적인 면을 측정하여 그 질병의 정도를 판별해내는 방법들이 구미각국에서는 다수의 학자들에 의해 개발되었다. 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 소개되었고, 이러한 방법들은 측정시 통증을 유발시킬 가능성이 있음에도 불구하고 비교적 신뢰도가 높은 기법으로 평가되었다. 특히 Marras et al. (1993)은 허리동작의 속도, 가속도와 같은 kinematic 변수들을 측정하여 정상인과 요통환자간의 통계적 차이의 유의성을 밝히고 진단기법으로서의 가능성을 입증하였다. 특히 요통환자의 허리 동작은 요추부분과 골반의 회전의 조화에 의해서 이루어지는바 (Boston et al, 1993), 이 두 joint의 동작분석이 동시에 이루어질 필요성이 강조되기도 하였다. Mayer et al. (1994) 역시 만성요통환자의 경우, 재활중 골반의 움직임이 정

상적으로 되돌아오는 것이 중요한 회복의 증후로 볼 수 있다는 연구를 발표하였다. 그러므로 본 연구에서는 허리와 골반의 회전시 발생되는 kinematic 변수와, 허리와 골반의 움직임의 상관관계를 정량적으로 측정할 수 있는 변수 (parameter)를 개발하고, 이러한 변수들이 정상인과 요통환자 사이에서 어떤 차이를 보일 수 있는지를 조사하였다. 특히 본 연구에서는 정량적인 측정을 위해서 허리와 골반 움직임을 3차원공간에서 측정할 수 있는 기존의 측정기구와 골반의 움직임을 측정할 수 있는 기구를 새로이 개발하여 사용하였다.

2. 연구방법 (Methodology)

2.1 실험가설 (Hypothesis)

정상인과 요통환자 사이의 허리와 골반 움직임의 차이가 없다는 것이 기본 귀무가설로 사용되었다. 이를 정량화하기 위한 방법으로 허리의 굽힘/폄 동작시 발생하는 L5/S1 joint와 Hip joint 사이의 kinematic 변수와 inter-joint coordination의 정도를 나타내 줄 수 있는 새로운 parameter를 사용하였다. Kinematic 변수는 주로 굽힘(flexion), 폄(extension)동작에서의 속도와 가속도

표1. 요통환자의 인체측정자료 및 요통의 원인

요통환자	나이	성별	무게(kg)	키(cm)	요 통 의 원 인
1	24	여	64.2	155	spinal fusion
2	36	남	78	171	herniated disc
3	29	남	98	183	Iliotibial band syndrome
4	40	여	84	161	quebec1
5	34	남	85	162	quebec2
6	24	남	75	167	quebec1
7	22	여	60.8	166	quebec2
8	22	여	59	169	spondylosis
9	20	남	80	176	spondylolysis
10	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 쓰임.

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

quebec 2 : 통증이 하단척추부분과 상단다리까지 퍼져있는 경우 (back pain, with radiation to the proximal extremity).

가 사용되었고, coordination을 측정하기 위해서는 각도와 속도 사이의 관계를 나타내는 Phase angle (Burgess-Limerick et al, 1993)을 응용한 변수들이 사용되었다.

2.2 실험대상 (Subjects)

척추를 수술한 일이 없고, 지난 6개월 동안 요통을 경험한 일이 없는 10명의 정상인과 1차 진료소와 척추전문 진료소를 찾은 10명의 요통환자를 대상으로 실험이 실시되었다. 정상인의 경우 성별로는 남자 5명 여자 5명을 사용하였고, 나이는 25.5±1.2 세, 체중은 67.4±13.2 kg, 신장은 169.6±7.6 cm 의 피실험자를 사용하였다. 요통환자의 경우 근골격계의 이상이 의사에 의해서 확인된 환자만을 대상으로 하였고, 신경계에 이상이 발견된 환자는 사전에 배제되었다. 또한 통증의 정도가 심할 경우, 심리적 요인이 실험에 미칠 것을 대비하여, 주관적 통증정도를 사전에 조사하고 통증의 수준이 2에서 8까지의 환자만을 실험에 포함 시켰다 (0에서 10까지의 scale: 10이 가장 심한 통증). 그 외에도 Waddel (1980)이 정의한 지수에서 3 이 넘는 환자의 경우에도 심리적 요인이 근골격계 질환의 요인에 비해 너무 크다고 판단되어 본 실험에서 제외시켰다. 또한 6개월 이상 분명한 의학적 원인이 없이 통증이 지속된 만성요통환자 (Chronic back pain patients) 도 제외되었고, 나이에 따른 동적 운동 능력의 차이를 최소화하기 위해 기존의 연구결과를 토대로 남자는 18세에서 50세까지, 여자는 18세에서 40세까지의 환자만을 포함시켰다 (Marras et al, 1994). 요통환자들의 인체측정자료와 요통의 원인은 표 1에 정리되어 있다.

2.3 실험기구 (Apparatus)

허리의 굽힘/폄 동작시 허리와 골반의 움직임을

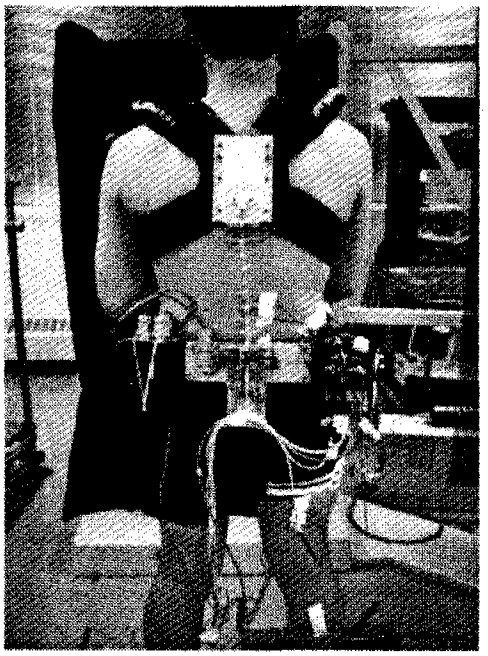

그림 1. (a) 허리동작측정기 (Lumbar Motion Monitor: LMM)

그림 1. (b) 골반동작측정기 (Hip Monitor)

측정하기 위하여 오하이오 주립대의 Biodynamics Lab에서 개발된 허리동작 측정기 (Lumbar Motion Monitor: LMM)와 본 연구를 위해 새로이 개발된 골반동작 측정기(Hip Monitor)를 사용하였다. 각각의 기구를 장착한 모습은 그림 1에 나타나있다. LMM은 각각의 요추 (Lumbar vertibrae)가 발생시키는 각도의 합, 즉 전체 몸통의 회전 각도를 측정할 수 있도록 고안되었다. 현재 기기의 높이는 흉추 (Thoracic vertibrae)의 중간 부위까지 위치해 있으나 흉추의 굴곡은 해부학적으로 발생하지 않으므로 궁극적으로 요추의 각도의 합을 측정하게 된다. 이 기구는 요추와 골반의 3차원 동작을 측정할 수 있는 기구로서 허리와 골반의 움직임에 따른 potentiometer의 전압의 차이를 각도로 변환하는 원리를 이용하였고, 이러한 Data를 Kinematic 변수로 변환하기 위한 자체 프로그램이 개발되었다. 이 LMM의 신뢰도는 Marras et al. (1992)에 의해 검증되었고 Hip Monitor의 경우, 측정전압과 각도와의 선형회귀분석 결과 R^2 값에서 99.9%의 정밀도를 보여주었다. 각도, 속도, 가속도와 같은 Kinematic 변수들은 Butterworth filter를 사용하여 처리되었고, 3 Hz나 4Hz의 Cut-off Frequency를 사용할 때 Signal/noise Ratio가 가장 높은 것으로 나타났다. 또한 Filtering 시 발생할 수도 있는 Phase Shift를 예방하기 위하여 Forward Filter와 Reverse Filter를 중복 사용하였다. 120Hz의 Sampling Rate를 사용하였다.

2.4 실험계획 (Experimental Design)

본 실험의 독립변수로서는 정상인과 요통환자를 정의하는 2개의 피실험대상군이 사용되었다. 종속변수로서는 굽힘/폄 동작시 측정되는 Kinematic 변수중에 허리 각도, 허리 각속도, 허리 각가속도, 골반 각도, 골반 각속도, 골반 각가속도의 선택되었다. 이러한 동작변수들은 굽힘/폄 각각의 cycle에서 최대값들의 평균을 취했다. 허리의 경우 Lumbar Motion Monitor의 회전중심은 Lumbosacral Junction (L5/S1)에 근접하게 장착되어있고, Hip Monitor의 경우 회전중심이 Greater Trochanter의 중앙부에 맞추어져 있다. 각각의 해부학적 지점은 실험자가 골반의 위치 (Illiac Crest)를 손으로 확인하여 L3/L4를 추정하고 다시 L5/S1를 추정하는 방식을 사용하였으며, 피실험자의 다리를 Flexion/Extension 시키면서 Center of Rotation을 손으로 확인하여 결정하였다. 동적인 동작에 의한 다소의 회전중심의 이동이 불가피하나, 위의 언급한 기기들은 척추와 골반 그리고 골반과 하지가 이루어내는 각도를 측정하게 되므로 동작의 움직임에 따른 동적인 Reference Axis를 가지고 있다고 하겠다. 또한, Phase Angle을 이용한 허리와 골반의 coordination을 측정하기 위하여 허리와 골반 움직임의 차이를 나타내는 허리-골반 phase 차이의 최대값과 평균값이 사용되었다 (식 1,2 참조). Phase Angle은 기존의 연구에서 운동신경에 의한 동작의 조화를 측정할 때 사용되어왔다 (Scholz, 1993). 또한 추가적으로, 반복되는 굽힘/폄 동작사이에서의 허리와 골반의 속도, 각가속도의 일관성 (consistency)을 측정하기 위해 Hershler and Milner (1978)에 의해 사용되었던 Variance Ratio (VR)를 사용하였다. 본 연구에서 사용된 Phase Angle의 정의는 그림 2에 기술되어있고, Variance Ratio 의 정의는 식 3에 나타나있다.

n 이 전체 sample의 수이고 i= 1에서 n 까지,

Phase Angle 차이의 평균 = $\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}$ [(허리 e

차이의 최대값 = Max[(허리 *phase* angle)*i*

-*phase* angle)*i* - (골반 *phase* angle)*i*] (1)

Phase Angl (골반 *phase* angle)*i*] (2)

$$R = \frac{\sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}(X_{ik} - \overline{X_i})^2 / k(n-1)}{\sum_{i=1}^{k}\sum_{j=1}^{n}(X_{ik} - \overline{X})^2 / (kn-1)} \quad (3)$$

k=128 (한 cycle 의 data 수를 결정하기 위해 임의로 수),

n=number of cycle

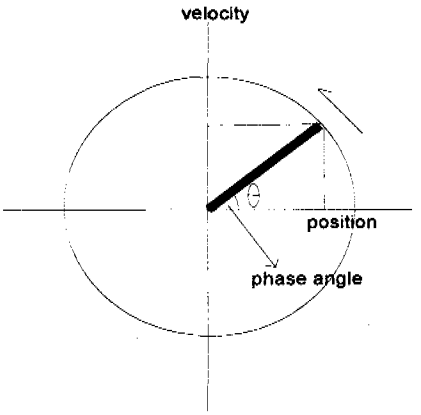

그림 2. 동작의 위치와 속도에 의해 정의된 phase plane 상의 phase angle의 예

본 연구에서 사용된 독립변수와 종속변수를 표로 정리하면 다음과 같다.

허리의 각속도는 위에서 언급한 Lumbar Motion Monitor에 의해 측정된 허리굽힘각도(degree)를 시간의 함수로 미분하여 계산하였고, 각속도를 2차 미분하여 얻은 각가속도를 계산하였다. 골반의 각속도, 각가속도 역시 Hip Monitor에서 측정된 골반회전 각도(degree)를 각각 1차, 2차 미분하여 계산하였다.

2.5 실험과정 (Procedure)

피실험자의 신장, 체중등의 인체자료를 측정하고, 미리 준비된 LMM 과 Hip Monitor가 장착된다. 피실험자가 바로 선 자세에서 LMM이 척추를 따라 정열 되었는지, Hip Monitor가 허벅다리와 평행하게 정열 되었는지를 확인한다. 환자의 경우, 실험이 시작되기 전에 허리 통증의 정도를 검사하고 통증이 2에서 8범위 (0에서 10까지 범위에서) 안에 속해 있는지를 확인한다. 피실험자에게 허리를 연속적으로 10초간 앞뒤로 굽혔다 폈다 하도록

표 2. 실험에 사용된 독립변수와 종속변수

		독립변수	
		정 상 인	요통환자
종 속 변 수	허리 각도 (ROM)		
	허리 각속도		
	허리 각가속도		
	골반 각도 (ROM)		
	골반 각속도		
	골반 각가속도		
	허리 각도의 일관도 (VR)		
	허리 각속도의 일관도 (VR)		
	허리 각가속도의 일관도 (VR)		
	골반 각도의 일관도 (VR)		
	골반 각속도의 일관도 (VR)		
	골반 각가속도의 일관도 (VR)		
	최대 허리-골반 phase angle 차이		
	평균 허리-골반 phase angle 차이		

요구하며, 움직이는 속도는 피실험자 본인이 결정하도록 (self-selected speed) 하되 '가능한 빨리 연속동작으로 하도록 지시한다. 피실험자가 기구와 동작에 익숙해지도록 2분이 넘지 않는 범위에서 가벼운 연습을 실시하여, 실험 도중에 동작이 바뀌는 일이 없도록 한다. 자료를 측정하기 전에 정상적인 신호가 수집되고 있는지를 컴퓨터 화면을 통하여 확인하고, 신호에 이상이 없을 경우, 자료 수집을 실시한다.

2.6 자료처리방법 (Data Processing)

피실험자의 굽힘/폄 동작에서 추출된 Kinematic data는 추후 통계적 처리를 위해 표준화된 형태로 변환된다. 첫째로, 굽힘/폄 연속동작은 개개의 cycle로 구분되어진다. 이때 추출된 velocity profile의 'zero-crossing point'가 사용되고, 개개 cycle의 정의는 그림 3에 나타나있다.

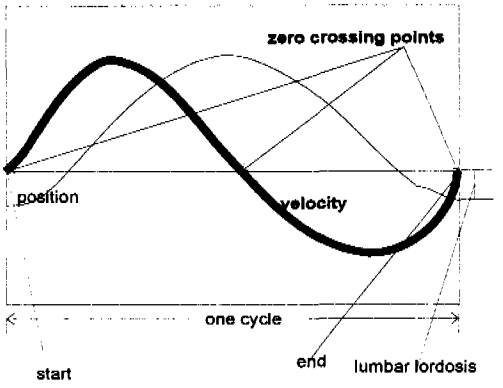

그림 3. Velocity profile의 zero-crossing point를 사용한 굽힘/폄 동작의 시작점(start)과 끝점(end). 가는 선은 position의 profile.

둘째, 각각의 cycle에서 추출된 data는 정해진 수의 data point (여기서는 128: 임의로 정할 수 있음)로 interpolation 과 extrapolation을 통해서

표 3. Kinematic 변수 (각도, 각속도, 각가속도), 일관도 (consistency), 허리와 골반의 coordination의 기술통계 결과

종 속 변 수	정 상 인		요 통 환 자	
	평 균	표준편차	평 균	표준편차
허리 각도 (degree)	34.56	12.71	29.10	9.47
허리 각속도 (deg/sec)	98.40	34.31	55.63	23.08
허리 각가속도(deg/sec^2)	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/sec^2)	741.96	318.78	425.83	243.95
허리 각도의 일관도 (VR)*	0.0296	0.0118	0.0251	0.0134
허리 각속도의 일관도 (VR)	0.0270	0.0184	0.0293	0.0147
허리 각가속도의 일관도 (VR)	0.0686	0.0622	0.1558	0.1130
골반 각도의 일관도 (VR)	0.0286	0.0295	0.0441	0.0667
골반 각속도의 일관도 (VR)	0.0158	0.0116	0.0750	0.1734
골반 각가속도의 일관도 (VR)	0.0267	0.0176	0.1425	0.2076
최대 허리-골반 phase angle 차이	99.38	11.61	65.37	22.34
평균 허리-골반 phase angle 차이	0.16	0.89	0.34	0.82

normalize 되어 진다. 이 과정을 통해서 차후에 각 cycle간의 일관성을 계산할 때 식 (1)에 의한 통계적인 값을 얻을 수 있게 된다.

3. 연구결과 (Results)

3.1 통계 분석결과

굽힘/폄동작시의 각도, 속도, 가속도들의 기술통계결과와 반복 굽힘/폄 동작시의 일관도 그리고 허리와 골반의 움직임의 coordination을 표현해주는 phase angle의 차이가 정상인과 환자별로 요약되었다.

* VR (variance ratio) : 0으로 접근할수록 일관도 높음. 1에 가까울수록 변이도 높음

위의 표에서 나타난 각도, 각속도, 각가속도의 차이를 예를 들어 그림으로 표현하면 다음과 같다.

위의 그림에서 보여주는 바와 같이 정상인과 요통환자의 동작의 차이는 정성적인 동작 패턴에서조차 그 차이가 뚜렷한 것을 볼 수 있다. 다음에는 평균값과 표준편차의 차이가 얼마나 되는 지가 막대그래프를 사용하여 그림 5에 표현되었다. 특히 두 모집단사이에서 속도와 가속도에서의 차이가 분명함을 재확인 할 수 있다.

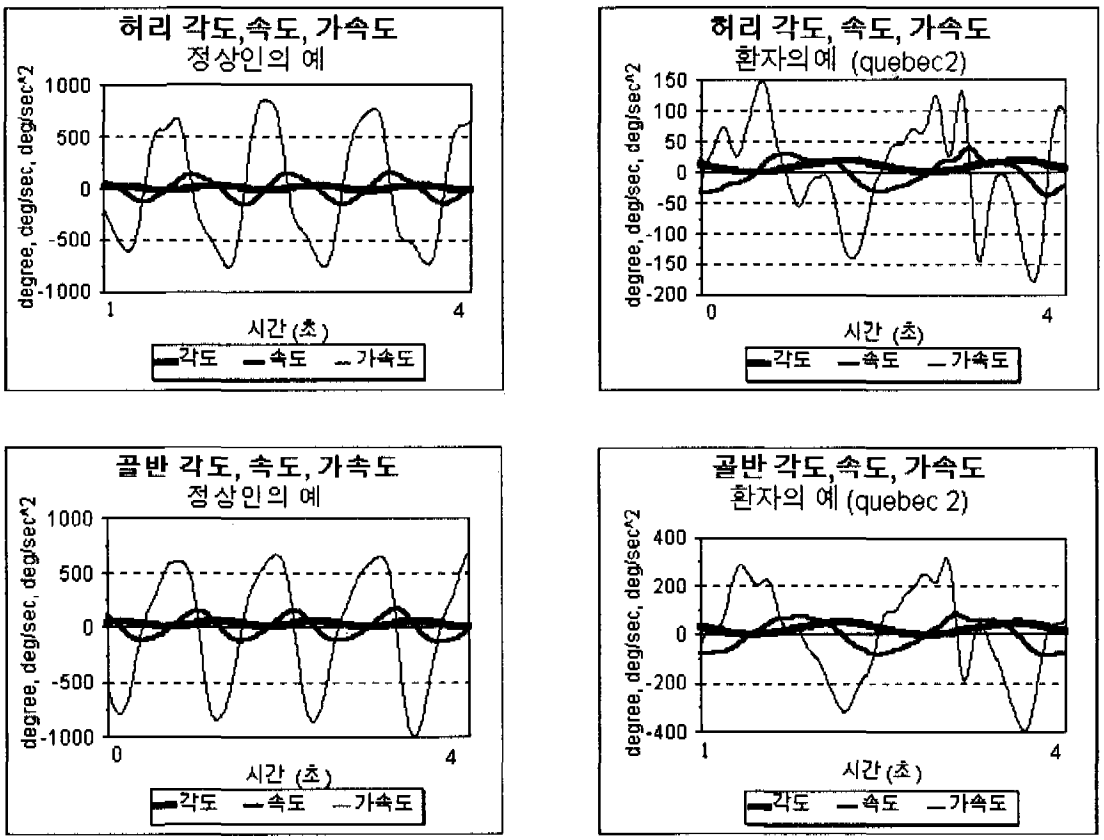

그림 4. 정상인과 요통환자의 각도, 각속도, 각가속도의 시간에 따른 변화의 예

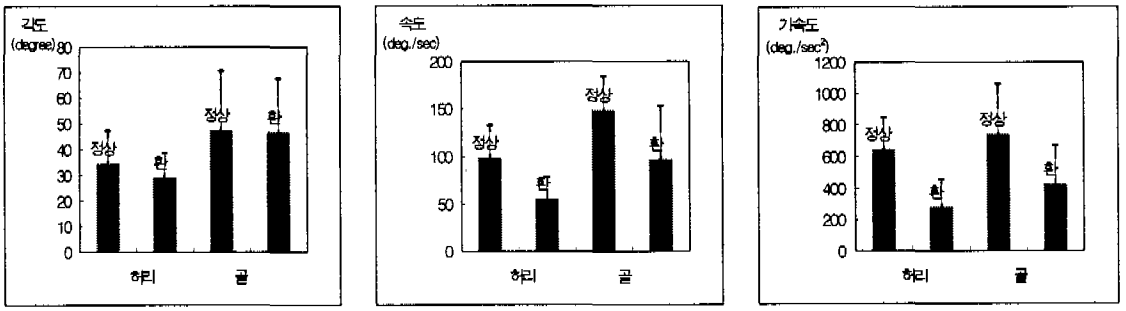

그림 5. 정상인과 요통환자 사이의 허리와 골반의 각도, 각속도, 각가속도 차이

표 4. ANOVA 결과

종 속 변 수	Source	DF	F	Pr>F
허리 각도 (degree)	모집군	1	1.19	0.2894
허리 각속도 (deg./sec)	모집군	1	10.69	0.0043***
허리 각가속도(deg/sec^2)	모집군	1	18.77	0.0004***
골반 각도 (degree)	모집군	1	0.01	0.9355
골반 각속도(deg./sec)	모집군	1	5.96	0.0252**
골반 각가속도(deg/sec^2)	모집군	1	6.20	0.0228**
허리 각도의 일관도 (VR)*	모집군	1	0.64	0.4324
허리 각속도의 일관도 (VR)	모집군	1	0.09	0.7635
허리 각가속도의 일관도 (VR)	모집군	1	4.56	0.0466**
골반 각도의 일관도 (VR)	모집군	1	0.45	0.5114
골반 각속도의 일관도 (VR)	모집군	1	1.16	0.2952
골반 각가속도의 일관도 (VR)	모집군	1	3.09	0.0960*
최대 허리-골반 phase angle 차이	모집군	1	18.24	0.0005***
평균 허리-골반 phase angle 차이	모집군	1	0.22	0.6445

*** $p<0.01$에서 유의, ** $p<0.05$에서 유의, * $p<0.1$에서 유의

또한 이러한 정상인과 환자사이의 변수간 차이가 통계적으로 유의한지가 ANOVA를 통하여 검증되었고 그 결과는 표 4에 요약되었다.

위의 표에서 나타난 바와 같이 허리와 골반의 각속도, 각가속도는 정상인과 환자 사이에서 유의한 차이를 보였다. 또한 일관도 분석에서도 허리

표 5. 각속도, 각가속도를 사용한 판별분석 결과
(model=허리 각속도, 골반 각속도, 허리 각가속도, 골반 각가속도)

	Resubstitution 의 경우(%)		Cross-validation을 했을 경우(%)	
	정 상 인	요통환자	정 상 인	요통환자
정 상 인	80		80	
요통환자		90		70
	Error estimate=0.1500		Error estimate=0.2500	

와 골반의 각가속도의 일관성이 두 모집단 사이에서 다르게 나타나는 것이 밝혀졌다. 한편, 허리-골반의 phase angle을 살펴본 결과 정상인이 오히려 phase 의 차이가 큰 것으로 나타났다. 이는 정상인이 환자에 비해 전체적인 동작의 균형을 잃지 않으면서 허리와 골반의 다양한 각도와 각속도의 차이를 수용할 수 있는 것을 의미한다고 볼 수 있다.

추가적으로, 본 실험에서 유의 하다고 판명된 각속도와 각가속도를 이용하여 과연 개개인의 피실험자가 어느 집단에 속해 있는지를 구분해 낼 수 있는가를 알아보기 위하여 정상인과 요통환자을 분류변수로, 측정된 Kinematic 변수들을 설명변수로 설정하고 이러한 변수의 값들을 사용하여 정상인과 환자집단 (분류변수)을 구분할 수 있는 판별분석 (Discriminant analysis)을 사용하였다. 본 추가실험에서는 각 변수의 중요성을 평가하기 위한 목적 보다는 전체 Kinematic 변수의 판별능력을 측정하는데 초점을 맞추었다. 그러므로 변수선정에 있어 stepwise 방법에 의한 중요도에 의해 결정하기 보다는 분류변수에 의미있는 영향을 미칠것이라고 가정되는 각속도와 각가속도를 변수로 선정하였다. 판별분석의 경우 각속도, 각가속도를 독립변수 또는 측정치로 보고 이러한 값들이 두 집단을 분류하는데 사용되므로 위의 ANOVA 에서의 독립변수의 의미와는 달리 사용되어야 한다. 이러한 분석을 통하여 과연 각속도, 각가속도와 같은 변수들이 정상인을 정상인으로 혹은 환자를 환자로 구분할 수 있는 지를 조사할 수 있었고 그 결과는 표 5에 요약되어 있다.

즉, 속도, 가속도를 이용한 discriminant model을 사용할 경우 정상인이 정상인으로 구분 될 수 있는 확률이 80%, 환자가 환자로 구분 될 수 있는 확률이 90%라고 볼 수 있다. 그러나 피실험대상이 바뀌고 Data의 내용이 바뀌면 같은 model를 가지고 두 모집단을 구분할 수 있는 정확도가 떨어지는 경우가 발생하게 되므로, 같은 집단에서 임의로 추출한 Data를 가지고 똑같은 모델에 의한 분석을 실시하였고 (Cross-validation), 그 결과 각각 80%, 70%로 계산되어짐을 알 수 있었다. Cross-validation의 결과만을 놓고 볼 때, 속도, 가속도와 같은 변수를 사용할 경우 환자를 진단해 낼 수 있는 능력이 75% (error estimate=0.25) 정도라고 추정할 수 있겠다.

4. 토의 (Discussion)

요통환자들은 자신의 상해부위를 보호하거나 통증을 감소시키기 위해 의식적이든 무의식적이든 중추신경계의 신호를 받아 새로운 동작의 패턴을 만든다는 것이 일반적으로 알려져있다. 그러나 이러한 새로운 동작 패턴은 임상적인 관찰에 의해서

조사되어진 예가 대부분이므로 본 연구에서는 이를 정량적으로 표현하기 위한 시도를 실행하였다. 우선 정량적인 동작 측정을 위해 새로 개발된 LMM과 Hip Monitor와 같은 Electro-Goniometer가 사용되었고, 이를 통계적으로 증명하기 위하여 새로운 파라메터들이 개발되었다. 이를 통해 동작의 시간변화에 따른 각도의 변화를 측정할 수있었고, 1차와 2차 미분 과정을 통하여 속도와 가속도의 변화 상태까지도 관찰하게 되었다. 또한 허리와 골반동작에서 측정된 각도, 각속도, 각가속도를 이용하여, 허리와 골반 사이의 Phase angle의 차이, 동작 cycle의 일관도를 측정하는 Variance Ratio까지도 추정하게 되었고, 결과적으로는 허리와 골반의 동작을 다양한 동작 파라메터를 통해

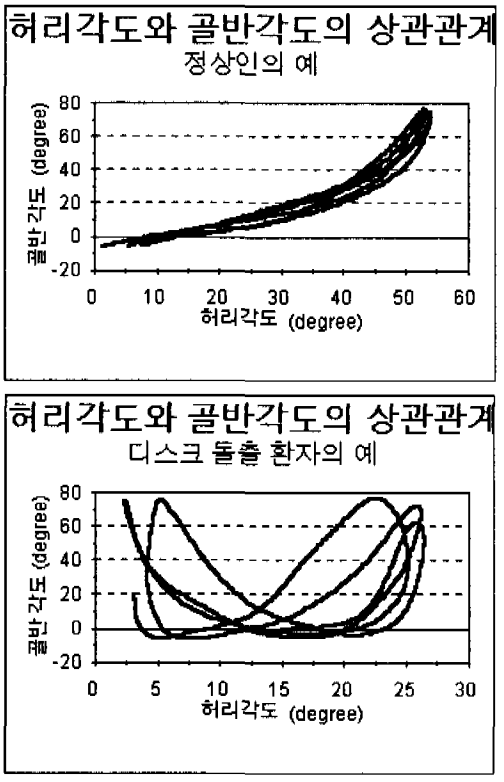

그림 6. 정상인과 요통환자의 허리각도와 골반각도의 상관관계의 예

정밀 조사할 수 있었다.

결과에서 나타난 바와 같이 정상인과 환자의 차이는 현재 병원에서 흔히 사용하는 각도변화에서보다는 속도와 가속도에서 유의한 결과를 발견할 수 있었다. 이는 앞으로의 동작에 의한 진단 기법이 정적동작 측정에서 동적 동작 측정으로 발전할 수 있는 가능성을 보여주었다고 할 수있다. 이러한 가능성은 측정 기구가 편리해지고 보편화되며, 정상인의 Database등이 갖추어질 때 현장에서 실용화 될 수있을 것으로 생각된다. 또한, 허리의 움직임과 골반의 움직임을 분리하여 측정하는 것이 단순히 상체동작의 움직임을 측정하는 것보다 정밀한 동작정보를 얻을 수 있다는 것도 밝혀졌다. 본 연구에서 사용한 Phase angle의 차이 외에도 허리각도와 골반각도와의 관계성 (그림 6)등 추가의 파라메터화가 가능하다고 생각되고, 이는 정상인과 요통환자를 구분하는데 추가적으로 매우 중요한 정보로 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

일관도에서 나타난 바를 보면 각가속도 상황에서 요통환자들의 움직임이 불규칙해지는 것을 발견하게된다. 이에 의하면, 환자가 상해 부위를 보호하거나 통증을 감소시키기 위해 새로운 패턴으로 바뀌어 가기보다는 정상적인 패턴의 틀을 상실해간다고 보는 것이 타당하다고 판단된다. 또한 현수돈과 김정룡 (1998)의 근전도를 사용한 연구에서는 통증정도가 매우 낮은 환자 군에서도 근육사용 패턴의 차이가 발생하는 경우가 발견되어, 통증감소만을 위해 환자들이 동작패턴을 바꾸게 되는지의 여부를 알기 위해서는 추가 연구가 더 진행되어야 할 것으로 사료된다.

Phase angle의 차이는 허리와 골반의 움직임의 조화 (coordination) 여부를 판명하기 위하여 사용되었다. Phase angle 자체가 동작의 각도와 속도와의 상관관계를 각도로 나타내 주고 있으므로 Phase angle의 차이는 주어진 시간에서의 [(허리

에 있어 각도와 각속도의 상관관계) - (골반에서 각도와 각속도의 상관관계)]로 그 의미를 표현할 수 있다. 이 파라메터는 통계적으로 정상인과 환자간의 차이를 잘 나타내고 있는 반면, 결과를 현장감 있는 물리적인 동작의 차이로 표현하기 어렵다는데 단점이 있다. 그러므로 허리와 골반과의 관계성을 설명하기 위해서 앞 그림 6에서 언급한 분석방법을 토대로 새로운 파라메터를 개발하는 것이 바람직하다고 생각된다.

5. 결론 (Conclusion)

본 연구는 기존의 허리동작을 중심으로 분석되었던 틀을 벗어나 골반의 움직임의 중요성을 재확인하였고, 다양한 수리적 파라메터를 제시함으로써, 동작분석의 정밀도를 향상시킬 수 있었다는데 큰 의의가 있다고 하겠다. 향후 본 연구에 언급된 추후 과제들을 수행함으로써 보다 심화된 동작 연구가 실행될 것으로 기대되고, 정상인과 환자의 Database 구축을 시도하여, 요통환자를 진단하는데 있어, 기존의 imaging 기술을 보완할 수 있는 새로운 진단기법으로 사용될 수 있을 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

[1] Andersson, G. B. J. (1981). Epidemiologic Aspects on Low-Back Pain in Industry. *Spine*, 6(1), 53~60.

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

[3] 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.

[4] Boston, J. R. (1993). A Measure of Body Movement Coordination During Repetitive Dynamic Lifting. *IEEE Transaction on Rehabilitative Engineering*, 1(3), 137~144.

[5] Burgess-Limerick, R., Abernethy, B., and Neal, R. J. (1993). Relative phase quantifies interjoint coordination. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 91~94.

[6] Frymoyer, J. W. (1990). Magnitude of the Problem. *The Lumbar Spine*, In Weinstein, J. N. & Wiesel, S. W. (Eds), Philadelphia: W.B. Saunders, 32~38.

[7] Hershler C. and Milner M. (1978). An Optimality Criterion for Processing Electromyography (EMG) Signals Relating To Human Locomotion. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, BME25(5), 413~420.

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

[9] Scholz, J. P. (1993). Organizational Principles for the Cordination of Lifting. *Human Movement Science*, 12, 537~576.

[10] Keeley, J., Mayer, T.G., Cox, R., Gatche, R.J., Mooney, V. (1986). Quantification of Lumbar Function Part 5: Reliability of Range of Motion Measures in the Sagittal Plane and an Vivo Torso Rotation Measurement Technique. *Spine*,

11(1), 31~35.

[11] Marras, W. S., Fathallah, F. A., Miller, R. J., Davis, S. W., and Mirka, G. A. (1992). Accuracy of a Three-Dimensional Lumbar Motion Monitor for Recording Dynamic Trunk Motion Characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9, 75~87.

[12] 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.

[13] Mayer, T. G., Tabor, J., Bovasso, E., and Gatchel, R. J. (1994). Physical Progress and Residual Impairment Quantification After Functional Restoration, Part I. Lumbar Mobility. *Spine*, 19(4), 389~394.

[14] 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.

[15] Waddell, G. McCulloch, J. A., Kummel, E., and Venner, R.M.. (1980). Non-Organic Physical Signs in Low-Back Pain. *Spine*, 5, 117~125.

[16] 노동부 (1995). *1992-1995 산업별 조사 대상 재해발생 원인 분석.*

[17] 정 병용 (1997). 우리나라 산업재해의 발생 원인 및 특성에 관한 연구, *산업공학*, 10(2), 99~107

[18] 한국산업안전공단 (1990). *보건관리자 신규과정 31~61 (요통).*

[19] 현수돈, 김정룡 (1998). L4/L5 디스크 환자의 동적 근전도 측정을 통한 진단 기법 개발, *대한산업공학회지*, 24(2), 297~309.