

건강한 성인과 만성요통환자의 전방 짐 나르기 동안 몸통, 골반, 엉덩관절의 협응과 운동형상학적 가변성 비교

채은수¹, 김택훈², 노정석², 최홍식²

¹한서대학교 일반대학원 물리치료학과, ²한서대학교 보건과학부 물리치료학과

Comparison of Coordination and Kinematic Variability of Trunk, Pelvis and Hip Joint in Subjects With and Without Chronic Low Back Pain During an Anterior Load Carriage Task

Eun-su Chai¹, MSc, PT, Tack-oon Kim², PhD, PT, Jung-suk Rho², PhD, PT, Hong-sik Choi², PhD, PT

¹Dept. of Physical Therapy, The Graduate School, Hanseo University

²Dept. of Physical Therapy, Division of Health Science, Hanseo University

Abstract

This study investigated the effect of a load of 15% body weight on trunk, pelvis and hip joint coordination and angle variability in subjects with and without chronic low back pain (CLBP) during an anterior load carriage task. Thirty volunteers participated in the study (15 without CLBP, 15 with CLBP). All participants were asked to perform an anterior carriage task with a load of 15% body weight. The outcome measures included the means and standard deviations for measurements of three-dimensional coordination and angle variability of the trunk, pelvis and hip joint. As CLBP patient group .06, control group .70, the correlation coefficient between the groups showed a significant difference only in trunk-pelvic in the sagittal plane ($p < .05$). Angle variability of CLBP patient group increased significantly in the trunk in frontal plane, the pelvis in all sagittal plane, frontal plane, transverse plane, and the hip in sagittal plane, the hip in frontal plane than angle variability of control group ($p < .05$). This results mean that the CLBP patient group showed a disconnected coordination pattern in the trunk-pelvis in the sagittal plane, an increased pelvic angle variability in all three planes, and hip angle variability in the sagittal, and frontal planes. The CLBP patient group may have developed a compensatory movement of the pelvis and hip joint arising from the changed stability due to the abnormal coordination patterns of the trunk-pelvic in the sagittal plane. Therefore, CLBP symptoms can potentially worsen in the pelvis and adjacent hip joint in CLBP patients who perform weight-related behaviors in their daily lives. Further research is needed to determine the three-dimensional characteristics of the electromyography and neuromuscular aspects of subjects with CLBP.

Key Words: Angle variability; Anterior carriage task; Chronic low back pain; Coordination.

I. 서론

동력계 이론(dynamical system theory)에 따르면 속박(constraints)이 변화됨에 따라 기존의 협응과 제어는

유기체, 환경, 또는 과제의 변수가 변화하고, 그 변화로 인해 임계점(critical point)에 도달하게 될 때 다른 형태로 변이를 일으킨다(Kelso 등, 1981). 체중의 15% 이상의 무게의 짐을 들고 보행을 할 때 신체에 힘과 모멘

트를 가해 부상을 유발시킬 수 있고, 만성요통환자에게 요통증상을 더욱 악화시킬 가능성이 있다(Larivière 등, 2000). 따라서 만성요통환자는 전방 짐 나르기 동안 몸통-골반, 인접한 엉덩관절을 알맞게 협응시키고 보상 움직임을 제어해야 한다고 하였다(Yen 등, 2012).

전방 짐 나르기 동작은 산업체 현장이나 운송업에서 큰 무게를 옮기는 일상적인 동작이며, 물건을 나르는 사람에게엔 작업관련 근골격계 질환을 유발시킬 수 있다(Stokes 등, 1989). 일반적으로 보행하는 동안 횡단면에서 골반의 회전과 엉덩관절은 보폭을 증가시키기 위한 수단으로 사용한다(Wagenaar와 Beek, 1992). 또한 충진체 각운동량을 감소시키기 위해 몸통과 골반 분절이 서로 역위상(counter rotation, anti-phase)으로 작용한다(Stokes 등, 1989). 백팩을 착용하고 보행하는 경우에는 상체에 실리는 토크(torque)의 크기를 줄이기 위해 몸통과 골반은 서로 같은 방향으로 작용하는 동위상(in-phase) 협응이 더 효율적이다(LaFiandra 등, 2002). 그러나 이동산업(moving industry)에서는 백팩 형태로 짐 나르기는 매우 시간 소모적이며 비실용적인 방법이다(Kudryk, 2008).

이러한 짐 나르기 동작에 관련된 연구들을 보면 주로 건강한 성인이 백팩의 형태로 무거운 짐 나르기 과제동안 한 면에서 이루어지는 몸통-골반 협응과 엉덩관절에 미치는 영향에 대해서만 연구하였다(LaFiandra 등, 2003; Maduri 등, 2008; Mastsuo 등, 2008). 선행 논문에서는 만성요통환자에게 무게를 적용한 다양한 기능성 평가를 연구하였다. 만성요통환자에게 전방으로 12 kg 무게를 들고 체간 굴곡과 신전 과제 시 정상인에 비해 감소된 허리 굴곡과 증가된 흉곽 굴곡 범위(modified lumbar pelvic rhythm)를 보였다(Larivière 등, 2000). 척추의 운동형상학적 평가는 증거에 기초한 검사(evidence-based examination)를 강화하기 때문에 허리 골반 리듬은 요통 손상을 평가하기 위해 일반적으로 사용한다(Tafazzol 등, 2014).

만성요통환자는 척추주위 근육의 비정상적인 근 활성을 보이며 이것은 이차적으로 비정상적인 협응으로 이어져 척추의 생체역학적인 시스템의 기능장애와 감소된 척추 안정성을 보상하며 이것은 또한 요통을 유발한다(Dubois 등, 2011). 그리고 인접한 하지 관절들에 영향을 준다(Song 등, 2012). 요통이 있는 환자는 보행 속도가 증가 할 때, 무게를 적용할 때 동위상에서 반대 위상, 반대위상에서 동위상으로 바뀌는 협응 능력이 감

소하게 되고 결과적으로 협응 가변성(coordination variability)에 변화가 생긴다(Lamoth 등, 2002a; Selles 등, 2001). 그러나 이러한 선행 연구에서는 요통환자가 과제 수행 동안 각 분절의 가변성(angle variability)의 보상작용(compensation movement)에 대한 연구는 거의 이루어지지 않았다. 가변성에 대한 연구는 환경 변화에 대한 기능적인 적응성을 판단하고, 두 분절 및 관절 간 상호 움직임 관계를 살펴 안정성을 평가하는 수단으로 가변성을 정량화하고 있다(Kim과 Seo, 2011; Ryu, 2004). 인간의 움직임에 있어 가변성은 오직 움직임 수행비용(costs of movement execution)을 최소화하기 위한 특정한 범위로만 교정된다. 움직임의 목표를 방해하는 가변성을 교정하는 것이 이 목표를 얻기 위한 한 가지 방법이 된다(Todorov와 Jordan, 2002). 따라서 증가된 가변성은 운동 기능장애의 전형적인 징후이다(Kruger 등, 2011).

그러므로 이 연구의 목적은 전방 짐 나르기 동안 만성요통환자와 정상인의 체중의 15% 무게에 대한 몸통과 골반, 엉덩관절의 협응과 각 가변성의 효과를 삼차원적으로 연구하고자 한다. 본 연구의 가설은 다음과 같다. 첫째, 만성요통환자는 체중의 15% 무게로 전방 짐 나르기 동안 세 개의 면(three kinematic plane)에서 몸통, 골반, 엉덩관절의 협응이 정상인과 차이가 있을 것이다. 둘째, 만성요통환자는 체중의 15% 무게로 전방 짐 나르기 동안 비정상적인 협응으로 인해 세 개의 면(three kinematic plane)에서 몸통, 골반, 엉덩관절의 각 가변성은 정상인과 차이가 있을 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상자의 일반적 특성

본 연구는 건강한 20대 대조군 15명과 만성요통환자군 15명을 대상으로 시행하였다. 대조군의 일반적 특성은 남성이 9명, 여성이 6명이었고 평균연령은 21.4세, 신장 168.4 cm, 체중 61 kg, visual analogue scale (VAS) 0점, Oswestry Disability Index (ODI) 0% 이었다. 만성요통환자군의 일반적 특성은 남성이 9명, 여성이 6명이었고 평균연령은 21.1세, 신장 170.3 cm, 체중 66.4 kg, VAS 4.6점, ODI 15.5% 이었다(Table 1). 대조군의 선정기준은 최근 1년 동안 요통을 겪지 않았으며, 요통으로 인해 병원에 내원하지 않은 자로 하였다. 만

Table 1. General characteristics of subjects (N=30)

Group	Control group (n ₁ =15)	CLBP ^a group (n ₂ =15)
Age (year)	21.4±0.8 ^b	21.1±1.4
Height (cm)	168.4±6.8	170.3±5.8
Weight (kg)	61.0±14.4	66.0±8.3
VAS ^c (score)	0	4.6±0.8
ODI ^d (%)	0	15.5±2.7

^achronic low back pain, ^bmean±standard deviation, ^cvisual analogue scale, ^dOswestry disability index.

성요통환자군의 선정기준은 3달 이상동안 거의 매일 요통을 겪고 있는 자, 12번째 늑골 아래 부위에서 요통이 있는 자로 하였다. 이 중 치료 절차를 이해하는데 정신적인 문제가 있거나, 신경학적인 징후, 임신한 자는 실험에서 제외하였다(Larivière 등, 2000).

2. 실험 도구 및 절차

6대의 적외선 카메라를 이용한 3차원 동작분석 시스템(Vicon MX System, Oxford Metrics Ltd., Oxford, UK)을 사용하였으며, 표본추출률(sampling rate)은 150 Hz로 캡처하였다. Woltering filter 방법을 사용하였고 mean squared error값은 15로 설정하였다. 정적과 동적 교정(static and dynamic calibration)이 보행 동작의 캡처 전에 이루어졌다. 인체 관절의 회전 중심을 구하기 위하여 신장, 어깨, 팔꿈치, 손목, 무릎, 발목 관절의 너비와 다리 길이를 측정하였으며, 3차원 데이터를 수집하기 위하여 Vicon사가 제시하는 Plug-in Gait 마커세트를 이용하였고, 14 mm 구형 반사 마커를 양면테이프

를 이용하여 피험자의 경추 7번, 흉추 10번, 견갑골 중앙, 쇄골 사이, 검상돌기, 양쪽 전상장골극, 양쪽 후상장골극, 양쪽 대퇴, 양쪽 슬관절, 양쪽 경골, 양쪽 족관절, 양쪽 종골, 양쪽 중족골두에 부착하였다.

대상자들은 충분한 준비운동을 실시하였다. 바로선 자세에서 팔꿈치 관절이 90°가 되게 하였고, 손바닥이 천장을 향하게 한 상태에서 짐을 검상돌기와 양쪽 전상장골극 사이에 위치시키고 10 m를 걷게 하였다. 5회의 자료를 획득하여 정확한 수행으로 판단되는 3회 자료를 분석하였다. 대조군과 만성요통환자군의 보행속도를 일정하게 하기위해 메트로놈을 이용하여 보행속도를 .98 %로 통제하였다. 보행 주기는 오른발을 기준으로 뒤꿈치 접지기(heel strike)부터 동측발의 다음 뒤꿈치 접지기까지를 100%로 하였다.

3. 자료 분석

가. 상관관계분석

보행 주기 동안 협응 형태의 유사성을 양적으로 분석하기 위해 관절결합(joint linkage)에 대한 횡단상관계수를 계산하였다. 따라서 각 분절 각도의 교차상관을 알아봄으로써 대조군과 만성요통환자간의 자유도 간의 관계를 확인하고 비교할 수 있다. 높은 상관은 자유도의 결속을 의미하며, 낮은 상관은 결속의 해제를 의미한다(Newell과 van Emmerick, 1989). 상관계수는 두 분절의 협응 정도를 비율로 나타내므로 -1과 1사이에 존재하게 된다. 상관계수 절대 값이 1에 가까울수록 자유도의 결속을 의미한다(Figure 1). 절대 값이 1에 가까울수록 동위상, 역위상을 의미하며, 절대 값이 0에 가까

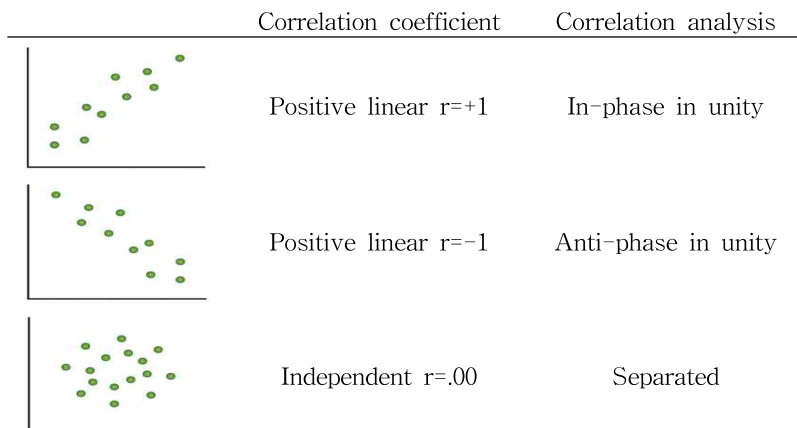


Figure 1. Analysis of correlation coefficient.

Table 2. Spatiotemporal parameters during anterior carriage task

Parameters	Control group (n ₁ =15)	CLBP ^a group (n ₂ =15)	t	p
Cadence (step/m)	108.66±3.90 ^b	106.10±5.30	1.50	.14
Stance (m)	.59±.01	.58±.02	.97	.33
Stride length (m)	1.09±.12	1.11±.09	-.52	.60
Speed (ms)	.90±.09	.98±.09	.25	.88

^achronic low back pain, ^bmean±standard deviation.

울수록 자유도가 해제됨을 의미한다. 따라서 낮은 상관 은 각 관절이 개별적으로 동작에 관여함으로써 동작에 관여하는 자유도의 수가 많다는 것을 의미한다. 상관계 수는 몸통-골반, 골반-엉덩관절, 몸통-엉덩관절의 각 변 위(angular displacement)에 대해 계산되었다.

나. 각 가변성분석

보행 주기 동안 시상면, 관상면, 횡단면에서의 몸통, 골반, 엉덩관절에서의 관절각도의 평균과 표준편차를 측정하였다. 각 가변성 그래프의 X축은 뒤꿈치 접지기(heel strike)부터 동측발의 다음 뒤꿈치 접지기까지를 100%로 표준화하였고, Y축은 뒤꿈치 접지기(heel strike)부터 동측발의 다음 뒤꿈치 접지기 동안 각 분절 의 표준편차 범위를 나타낸다. 보상움직임을 양적으로 분석하기 위해 각 가변성 표는 그래프에 표준편차 범위를 엑셀로 수치화했고, 평균을 구하여 집단 간 비교를 하였다.

4. 분석 방법

자료의 통계처리를 위해 SPSS ver. 20.0 프로그램 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 대조군 과 만성요통환자군의 몸통과 골반, 고관관절의 3차원적 인 피어슨상관관계 분석, 각 가변성을 비교하기 위하여 독립 t-검정(independent t-test)을 사용하였다. 통계학 적 유의성을 검정하기 위해서 유의수준 α 는 .05로 하 였다.

III. 연구결과

1. 집단 간 보행변수의 비교

전방 짐 나르기 동안 대조군과 만성요통환자군의 보 행속도, 입각기, 활보장, 분보수는 유의한 차이가 없었 다($p>.05$)(Table 2).

2. 집단 간 분절간 횡단상관(cross-correlation) 분석

대조군 15명과 만성요통환자군 15명으로부터 얻은 신 체분절 결합의 평균 상관계수를 나타낸다. 시상면에서 몸 통-골반 집단 간 분절간 상관계수는 대조군은 .70, 만성 요통환자군은 .06으로 몸통-골반에서만 유의한 차이를 나 타냈고($p<.05$), 시상면에서 골반-엉덩관절, 엉덩관절-몸통 에서는 유의한 차이가 없었다($p>.05$). 관상면에서 몸통-골 반, 골반-엉덩관절, 엉덩관절-몸통은 집단 간 유의한 차이 가 없었다($p>.05$). 또한 횡단면에서 몸통-골반, 골반-엉덩관 절, 엉덩관절-몸통은 집단 간 유의한 차이가 없었다($p>.05$).

3. 몸통 각 가변성 비교

가. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 시상면에서 몸통의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 시상면에서 몸통 각 가변성의 평 균값을 비교한 결과는 대조군이 5.41 만성요통환자군이 4.33으로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 1.08 감소하였 으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$)(Table 3).

나. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 관상면에서 몸통의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 관상면에서 몸통 각 가변성의 평 균값을 비교한 결과는 대조군이 1.51 만성요통환자군이 2.05로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 .54 증가하였 으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$)(Table 3).

다. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 몸통의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 몸통 각 가변성의 평 균값을 비교한 결과는 대조군이 2.95 만성요통환자군이 2.52로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 .43 감소하였 으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<.05$)(Table 3).

Table 3. Mean of angle variability during anterior carriage task (Unit: °)

Joint	Control group (n ₁ =15)	CLBP ^a group (n ₂ =15)	t	p
Thorax in sagittal plane	5.41 ^b	4.33	18.75	.00
Thorax in frontal plane	1.51	2.05	-12.65	.00
Thorax in transverse plane	2.95	2.52	5.07	.00
Pelvic in sagittal plane	3.45	5.81	-32.33	.00
Pelvic in frontal plane	1.67	1.89	-11.98	.01
Pelvic in transverse plane	2.03	2.64	-5.78	.00
Hip in sagittal plane	3.83	7.25	-26.11	.00
Hip in frontal plane	2.05	4.80	-12.96	.00
Hip in transverse plane	11.64	8.79	12.18	.00

^achronic low back pain, ^bmean.

4. 골반 각 가변성 비교

가. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 시상면에서 골반의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 시상면에서 몸통 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 3.45 만성요통환자군이 5.81로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 2.36 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

나. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 관상면에서 골반의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 관상면에서 몸통 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 1.67 만성요통환자군이 1.89로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 .22 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

다. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 골반의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 몸통 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 2.03 만성요통환자군이 2.64로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 .61 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

5. 엉덩관절 각 가변성 비교

가. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 시상면에서 엉덩관절의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 시상면에서 엉덩관절 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 3.83 만성요통

환자군이 7.25로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 3.42 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

나. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 관상면에서 몸통의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 관상면에서 엉덩관절 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 2.05 만성요통환자군이 4.80로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 2.75 증가하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

다. 집단 간 전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 몸통의 각 가변성의 비교

전방 짐 나르기 동안 횡단면에서 엉덩관절 각 가변성의 평균값을 비교한 결과는 대조군이 11.64 만성요통환자군이 8.79로, 만성요통환자군이 대조군에 비해 2.85 감소하였으며 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p < .05$)(Table 3).

IV. 고찰

연구는 정상인과 만성요통환자의 체중의 15% 무게를 들고 전방 짐 나르기 동안 몸통과 골반, 하지의 삼차원적인 협응 및 각 가변성에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 만성요통환자와 정상인은 시상면에서 몸통-골반 상관계수는 유의한 차이를 나타냈으며($p < .05$), 관상면에서 몸통, 시상면에서 골반, 관상면에서 골반, 횡

단면에서 골반, 시상면에서 엉덩관절, 관상면에서 엉덩관절에서 각 가변성은 유의하게 증가하였다($p < .05$). 본 실험에서 만성요통환자는 체중의 15% 무게로 전방 짐 나르기 동안 시상면에서 몸통-골반간 분리된 협응 특성을 나타내며, 이로 인해 안정성에 변화가 생기며 일정한 보폭을 유지하기 위해 몸통 보다는 골반과 엉덩관절에서 증가된 보상작용을 한다.

일반 보행 시 상지는 동요(perturbation)로 부터 회복하여 보행의 안정성을 최적화 한다(Brujijn 등, 2010). 또한 수직에 대한 각운동량을 감소시켜서 에너지소비를 최소화하는 역할을 한다(Elftman, 1939). 상지를 제한하고 걷게 되면 상지를 사용하고 걸을 때 보다 약 8% 에너지를 더 소비한다(Umberger, 2008). 그러나 전방 짐 나르기 자세는 물건을 들고 있기 때문에 상지를 사용하지 않고 보행하며 에너지 소비를 최소화하기 위해 전방 짐 나르기 동안 몸통, 골반, 엉덩관절의 다른 협응 전략을 찾게 된다(Townsend, 1981).

정상인의 경우 무거운 백팩을 착용하고 몸통을 바로 세운 직립자세를 유지하며 일정한 보폭을 유지하기 위해 횡단면에서 몸통-골반은 동위상으로 작용하며 시상면에서 엉덩관절을 사용한다(Stokes 등, 1989). 보행동안 속박이 적용됨에 따라 적절한 안정성을 찾아 협응 형태를 변화시킨다(van Emmerik과 Wagenaar, 1996). 본 연구에서 대조군은 시상면에서 몸통-골반의 동위상 패턴을 보였고, 시상면과 횡단면에서 몸통의 각 가변성의 증가와 횡단면에서 엉덩관절의 각 가변성이 유의하게 증가하였다($p < .05$). 이는 보행 시 적절한 안정성을 찾아 몸통-골반을 동위상으로 변화시키며, 증가된 각 가변성은 골반의 움직임에 감쇠 효과(damping effect)를 제공하며 이것은 더욱 자연스러운 움직임을 나타낸다(Leroux 등, 2002).

무게에 관련된 연구들을 보면 주로 정상인을 대상으로 이루어졌다. Chow 등(2011)은 건강한 성인을 대상으로 체중의 15% 무게의 백팩을 전방, 후방으로 착용하였을 때 단기간 착용에는 후방보다는 전방으로 착용할 때 척추 압박력을 줄일 수 있다고 하였다. 또한 Kudryk(2008)는 체중의 20% 무게의 짐을 후방으로 나를 때 보다 전방으로 나를 때 전삼각근, 척추기립근, 승모근에서 유의하게 증가하였다($p < .05$).

Abe 등(2004)은 9 kg 무게로 전방 짐 나르기 시 백팩 착용 시 보다 에너지 소비가 더 크다고 하였다. 이처럼 전방 짐 나르기는 후방 짐 나르기 보다는 시간적

으로 효율적인 방법이지만 척추주위 근 활성을 증가시킬 수 있고 에너지 소비가 큰 방법 중 하나이다. 예비 실험에서 정상성인 5명과 만성요통환자 5명을 대상으로 체중의 5%, 10%, 15%, 20% 짐 무게로 짐 나르기 동안 몸통, 골반, 엉덩관절의 협응을 비교한 결과 체중의 15% 무게 적용 시 만성요통환자군에서 몸통-골반에서 분리된 협응을 관찰할 수 있었다. 체중의 20% 짐 무게는 만성요통환자가 전방 짐 나르기 시 요통을 호소하여서 제외하였다.

만성요통환자는 보행 동안 속도, 걸음 길이, 유각기 시간이 감소한다(Keefe와 Hill, 1985). 또한 정상인해 비해 보행 동안 경직되고, 유연하지 않은 몸통-골반 협응 패턴이 나타난다고 하였다(Lamoth 등, 2002b). 본 연구에서는 만성요통환자의 경우 체중의 15% 무게로 인해 시상면에서 몸통-골반에서 분리된 협응으로 보행을 하는 변화가 나타났다($p < .05$). 비정상적인 협응으로 안정성에 변화가 나타난 것을 의미하며 일정한 보폭을 유지하기 위하여 몸통보다는 세 면에서 골반과 시상면과 관상면에서 엉덩관절의 증가된 각 가변성은 보상 작용을 한 것으로 보인다. 만성요통환자는 비정상적인 협응으로 인해 자세 조절 실패와 보상움직임을 보이며, 통증, 변형, 전방 주시의 결여로 사회 상호작용에 유의한 결과를 가질 수 있다고 보고하였다(Roussouly와 Nnadi, 2010). 그러므로 만성요통환자에게 나타나는 비정상적인 협응과 각분절의 보상작용을 이해하는 것은 중요하다.

만성요통환자가 무거운 무게(heavy load)로 전방 짐 나르기 동안 시상면에서 요부영역의 비정상적인 협응으로 인한 안정성 변화 때문에 골반과, 엉덩관절 각 가변성의 변화는 증가하였다. 이것은 전방 짐 나르기 동안 유의하게 증가된 골반과 엉덩관절의 각 가변성은 요추부 근활성의 제약이 있다는 걸 나타낸다(Oddsson과 De Luca, 2003). 변화된 안정성으로 인한 각 가변성의 변화는 전방 짐 나르기 동안 만성요통환자는 부상의 위험을 증가시킬 수 있다. 삼차원적인 운동 형상학적 보상작용의 이해는 골반의 안정화 역할에 중요하기 때문에 만성요통환자의 요추부 관절 및 인접한 하지 관절의 악화를 예방하기 위해 고려해야 한다(Shum 등, 2007). 그러므로 만성요통환자의 효과적인 재활 프로그램은 손상된 운동 기능(impaired motor function)을 회복하기 위하여 시상면에서 몸통-골반의 협응 회복을 위한 안정화 운동 및 엉덩관절에 대한 평가와 운동을 포함시켜야 한다(Song 등, 2012).

전방 짐 나르기 동작은 일상적인 기능적 활동(daily functional activity)이기 때문에 만성요통환자와 정상인의 각 가변성을 확인함으로써 일상생활에서 몸통과 골반, 엉덩관절 협응을 비교하는데 도움이 될 것이다 (Smallman 등, 2013). 또한 무게와 관련된 일상생활 동작 시 요통증상을 악화시킬 수 있는 잠재성과 골반 주위 조직 응력을 증가시킬 수 있다고 사료된다.

본 연구의 제한점으로는 첫째, 실험에 참여한 만성요통환자의 장애 정도는 특정 수준이기 때문에 결과를 모든 만성요통환자에게 일반화하는데 어려움이 있다. 둘째, 전방 짐 나르기 근육 수준에서(근육 협동작용) 무게에 대한 효과는 사용되지 않았다. 셋째, 실험을 하는 동안 대상자들의 피로를 최소화하기 위해 충분한 휴식을 주었다. 그러나 대상자들이 체중의 15% 무게를 들고 보행을 했을 때 피로를 느꼈을 것이다. 이것은 또한 응력 부상(stress injury)에 영향을 준다. 추후의 연구에서는 다양한 범위의 요통환자들을 대상으로 근 전도 자료를 이용하여 근 활성 및 피로 변화에 대한 다양한 실험이 이루어져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구는 20대 정상 성인, 만성요통환자 각각 15명을 대상으로 체중의 15% 무게를 들게 한 후 전방 짐 나르기 보행을 하였다. 보행동안 집단 간 삼차원적인 운동형상학적 자료를 비교하여 생체역학적인 협응 변화에 의한 각 분절에서의 보상전략을 알아보고, 생체역학적 접근법을 제시하는 것이다. 만성요통환자는 시상면에서 분리된 협응특성으로 인한 안전성에 변화로 정상인과 달리 일정한 보행을 유지하기 위해 몸통보다는 골반과 엉덩관절의 증가된 보상전략이 있었다고 볼 수 있다. 따라서 만성요통환자는 무게와 관련된 일상생활 동작 시 생체역학적인 이점을 증가시키기 위해 시상면에서 몸통과 골반의 알맞은 협응 회복을 위한 안정성 운동으로 골반과 엉덩관절의 보상움직임을 제어해야한다.

References

Abe D, Yanagawa K, Niihata S. Effects of load carriage, load position, and walking speed on en-

ergy cost of walking. *Appl Ergon.* 2004;35(4): 329-335.

Bruijin SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effect of arm swing on human gait stability. *J Exp Biol.* 2010;213(Pt23):3945-3952. <http://dx.doi.org/10.1242/jeb.045112>

Chow DHK, Li MF, Pope MH. Effect of load carriage on spinal compression. *Int J Ind Ergon.* 2011;41(3):219-223.

Dubois JD, Pichè M, Cantin V, et al. Effect of experimental low back pain on neuromuscular control of the trunk in healthy volunteers and patients with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(5):774-781. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.05.004>

Elftman H. The function of the arms in walking. *Human Biology.* 1939;11(4):529-535.

Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain.* 1985;21(2):153-161.

Kelso JA, Holt KG, Rubin P, et al. Patterns of human interlimb coordination emerge from the properties of non-linear, limit cycle oscillatory processes: Theory and data. *J Mot Behav.* 1981; 13(4):226-261.

Kim TS, Seo SM. Variability of kinematical factors during consecutive 9 backward illusion motion at rhythmic gymnastics. *The Korea Journal of Sports Science.* 2011;20(3):1679-1696.

Krüger M, Eggert T, Straube A. Joint angle variability in the time course of reaching movements. *Clin Neurophysiol.* 2011;122(4):759-766. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2010.10.003>

Kudryk A. A biomechanical analysis of a specialized load carriage technique and the development of an assistive load carriage device. Kingston, Queen's University, Master Thesis. 2008.

LaFiandra M, Wagenaar RC, Holt KG, et al. How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech.* 2003;36(1):87-95.

LaFiandra M, Holt KG, Wagenaar RC, et al.

- Transverse plane kinetics during treadmill walking with and without a load. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2002;17(2):116-122
- Lamoth CJ, Beek PJ, Meijer OG. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture*. 2002a;16(2):101-114.
- Lamoth CJ, Meijer OG, Wuisman PI, et al. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with non-specific low back pain. *Spine* (Phila Pa 1976). 2002b;27(4):E92-E99.
- Larivière C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion-extension and lateral bending tasks. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2000;15(6):407-416.
- Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait Posture*. 2002;15(1):64-74.
- Maduri MS, Pearson BS, Wilson SE. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(5):807-814.
- Matsuo T, Hashimoto M, Koyanagi M, et al. Asymmetric load-carrying in young and elderly women: Relationship with lower limb coordination. *Gait Posture*. 2008;28(3):517-520. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.02.001>
- Newell KM, van Emmerik REA. The acquisition of coordination: Preliminary analysis of learning to write. *Hum Mov Sci*. 1989;8(1):17-32.
- Oddsson LI, De Luca CJ. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J Appl Physiol*. 2003;94(4):1410-1420.
- Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: An overview of interpretation and management. *Eur Spine J*. 2010;19(11):1824-1836. <http://dx.doi.org/10.1007/s00586-010-1476-9>
- Ryu JS. The effect of fatigue caused by a prolonged run on the variability of the lower extremity segment coupling. *The Korea Journal of Physical Education*. 2004;43(3):803-811.
- Selles RW, Wagenaar RC, Smit TH, et al. Disorders in trunk rotation during walking in patients with low back pain: A dynamical systems approach. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2001;16(3):175-181.
- Smallman CL, Graham RB, Stevenson JM, et al. The effect of an on-body assistive device on transverse plane trunk coordination during a load carriage task. *J Biomech*. 2013;46(15):2688-2694. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.034>
- Song AY, Jo HJ, Sung PS, et al. Three-dimensional kinematic analysis of pelvic and lower extremity differences during trunk rotation in subjects with and without chronic low back pain. *Physiotherapy*. 2012;98(2):160-166. <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2011.02.005>
- Stokes VP, Andersson C, Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J Biomech*. 1989;22(1):43-50.
- Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *Eur Spine J*. 2007;16(6):749-758.
- Tafazzol A, Arimand N, Shirazi-Adl A, et al. Lumbopelvic rhythm during forward and backward sagittal trunk rotations: Combined in vivo measurement with inertial tracking device and biomechanical modeling. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2014;29(1):7-13. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.10.021>.
- Todorov E, Jordan MI. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nat Neuro Sci*. 2002;5(11):1226-1235.
- Townsend MA. Dynamics and coordination of torso motions in human locomotion. *J Biomech*. 1981;14(11):727-738
- Umberger BR. Effect of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008;41(11):2575-2580. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.05.024>
- van Emmerik RE, Wagenaar RC. Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*. 1996;29(9):1175-1184.

Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech.* 1992;25(9):1007-1015.

Yen SC, Gutierrez GM, Ling W, et al. Coordination variability during load carriage walking: Can it contribute to low back pain? *Hum Mov Sci.* 2012;

31(5):1286-1301. <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.02.006>

This article was received February 12, 2015, was reviewed February 13, 2015, and was accepted April 9, 2015.