

달리기 시 체간의 골반 - 척추구조변형이 동적안정성에 미치는 연구

박규태¹ · 유경석²

¹인천대학교 체육학과, ²초당대학교 사회체육학과

Kinematic Analysis of Dynamic Stability Toward the Pelvis-spine Distortion during Running

Gu-Tae Park¹ · Kyoung-Seok Yoo²

¹Department of Physical Education, College of Arts and Physical Education, Incheon National University, Incheon, Korea

²Department of Sports and Leisure Studies, School of Arts and Physical Education, Chodang University, Jeollanamdo, Korea

Received 1 November 2013; Received in revised form 15 November 2013; Accepted 20 December 2013

ABSTRACT

The purposes of this study were to assess dynamic stability toward pelvis-spine column distortion during running and to compare the typical three-dimensional angular kinematics of the trunk motion; cervical, thoracic, lumbar segment spine and the pelvis from the multi-segmental spine model between exercise group and non-exercise group. Subjects were recruited as exercise healthy women on regular basis (group A, n=10) and non-exercise idiopathic scoliosis women (group B, n=10). Data was collected by using a vicon motion capture system (MX-T40, UK). The pelvis, spine segments column and lower limbs analysed through the 3D kinematic angular ROM pattern. There were significant differences in the time-space variables, the rotation motion of knee joint in lower limbs and the pelvis variables; obliquity in side bending, inter/outer rotation in twisting during running leg movement. There were significant differences in the spinal column that is lower-lumbar, upper-lumbar, upper-thoracic, mid-upper thoracic, mid-lower thoracic, lower thoracic and cervical spine at inclination, lateral bending and twist rotation between group A and group B (<.05, <.01 and <.001). As a results, group B had more restrictive motion than group A in the spinal column and leg movement behaved like a 'shock absorber'. And the number of asymmetry index (AI) showed that group B was much larger unbalance than group A. In conclusion, non-exercise group was known to much more influence the dynamic stability of equilibrium for bilateral balance. These finding suggested that dynamic stability aimed at increasing balance of the trunk ROM must involve methods and strategies intended to reduce left/right asymmetry and the exercise injury.

Keywords : Running, Pelvis-spine, Dynamic Stability, Balance

I. 서 론

달리기(running)는 여가활동이나 대중적인 스포츠 그리고 엘리트 스포츠에서 매우 중시 되는 기본운동으로 전 세

계적으로 참여인구가 가장 많은 신체활동 중 하나이다. 운동역학적 측면에서 보행과 달리 이중지지구간이 없는 달리는 동적 안정성이 보다 중요시 되며, 발이 접지면에 닿아있을 때 인체 운동사슬(kinetic chain)에 의해 지면으로부터 체간몸통운동이 연차적으로 이루어지면서 사지말단 방향으로 순차적으로 동작이 발생되기 시작한다(Clark, Lucett, & Corn, 2008).

인체를 건축물에 비교할 때 척주는 기둥이며, 골반은 몸통의 기초토대가 된다. 동시에 체간의 골반과 척주는 하지의 동적 운동에 직·간접적으로 관여를 하게 되는데, 특히 체간중심축의 변형이나 골반 비틀림에 의한 불균형은

Corresponding Author : Kyoung-Seok Yoo
Department of Sports and Leisure Studies, School of Arts and Physical Education, Chodang University, 380 Muanro, Muangun, Jeollanamdo, Korea
Tel : +82-061-450-1328 / Fax: +82-061-450-1328
E-mail : ksyoo@chodang.ac.kr

이 논문은 인천대학교 2013년도 자체연구비 지원에 의하여 연구되었음.

하지밸런스의 양측운동 손실에 의한 동적 불안정성을 야기한다(Bates, et al., 1979; Panjabi, 1992). 인체의 골반과 척추가 비뚤어진다면 정적인 자세에서 뿐만 아니라 동적자세에서도 쉽게 피로가 쌓이고, 이러한 상태로 장시간 달리게 되면 더욱 악화되어 운동상해로 발전할 수 있다. 뿐만 아니라 달리기 동작 시 추진력을 효과적 수행해서는 체간과 하지의 불균형을 최소화하는 것이 매우 중요하다고 보고된 바 있다(Anderson & Tseh, 1994; Panjabi, 1992).

달리기 동작 시 하중에 의한 충격흡수(shock absorber)와 추진력(propulsion)은 몸통 체간과 하지운동의 좌우 균형에 대한 안정성이 기초가 되어야 이등운동 상황 하에서 효율성(dynamic efficiency)이 증대될 수 있다. 특히 뒷발착지(heel strike) 시 가해지는 부하강도(load intensity)는 체중의 2.7-5.7배에 달하는 압축 부하량(compressive loads)이 하지관절과 체간몸통 요추부, 흉추부 그리고 경추부에 최종 도달하게 된다(Cappozzo & Berme, 1985). 장거리 달리기(distance running) 시 선수들은 일반적으로 130 km/week를 훈련하게 되는데 이는 주당 40,000 foot strides에 해당(Cavanagh & LaFortune, 1980)되는 것으로 장거리 선수들은 근골격계의 운동상해의 과다운동량에 대한 위험요인에 노출된다(Bennell & Crossley, 1996). 따라서 장거리 달리기 시 골반경사와 요추분절 간 회전 각변위(angular displacement)는 에너지소비를 최소화하는 측면에서 몸통동작과 하지움직임 간 비효율적인 동작을 최소화하는 것이 관건이다(Anderson & Tseh, 1994; Bates et al., 1979).

Schache, Blanch, Rath, Wrigley와 Bennell (2002)은 lumbar-pelvis-hip 복합구조에 의한 협응운동을 최근 연구한 바 있다. 이에 본 연구는 달리기 시 인체체간 몸통(골반과 척추)과 하지운동이 한 개 운동단위로 상호 협응되어 Single-unit mechanism에 의해 움직일 것으로 추정을 하였다. 그러나 기존 달리기와 관련된 선행연구는 몸통을 한 개의 강체(rigid body)로 가정을 하여 측정된 연구들(Carlson, Thorstensson, & Nilsson, 1988; Thorstensson, Nilsson, Carlson, & Zomlefer, 1984)이 대부분이다. 이외에도 몸통체간 하부의 골반동작과 하지동작과의 연계성에 초점을 맞추어 접근한 3차원 골반운동 연구들(Bickham, Young, & Blanch, 2000)이 있지만, 달리기 시 하지운동과 척추분절들의 고유운동기전으로서 연구한 경우는 매우 제한적이다.

본 연구는 달리기 동작 시 몸통 중심축과 골반구조변형에 의한 척추분절들 즉 요추부, 흉추부, 경추부로 각각 세분하여 달리기 시 복합적인 체간과 하지 간의 운동을 고찰하고자 하였다. 다관절 척추모델(multi-segmental model)을 통하여 몸통 골반-척추부위의 구조변형 여부가 좌우측 하지 관절운동과 몸통하부 골반운동에 미치는 영향을 규명함으로써 정상군과 임상군 간 양측운동의 불균형 차이를 비교분석하여 척추구조변형의 유무가 어떻게 동적안정

성 운동에 영향을 미치는가를 밝히고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 실험대상자

정기적으로 주 3-4회 운동을 하는 X-ray 정상소견을 보이는 운동군인 Group A (n=10)와 K대학병원 정형외과에 외래방문한 20명 중 운동참여 실태 설문조사 및 X-ray (DK II 525, Korea) 사전 검사 후 특발성 척추질환자이면서 척추 1차 만곡과 2차 만곡이 각각 20도 이상인 주 0-1회 미만의 비운동군인 임상군 Group B (n=10)로 실험대상자로 하였다. 평균연령은 Group A와 Group B가 각각 15.7±1.80세, 15.9±3.20세이며, 평균신장은 158.9±4.25 cm, 154.3±9.8 cm, 체중은 47.3±5.5 kg, 49.8±12.1 kg이었다. 특히 척추만곡선 1차 흉추부와 2차 요추부의 관정각도는 Group A는 6.6±2.41와 2.6±5.81이며, Group B는 35.6±12.78와 30.4±12.07이다. 참고로 척추측만 굴곡이 10 이내에 있으면 정상이며, 20-30 이상이면 비정상적으로 전문치료를 받는다.

2. 실험절차 및 방법

본 연구에서는 자발적인 참여의사를 밝힌 실험참여자들로서 모두 실험참가 동의서에 서명 후 참가하였다. 실험지원자는 정적검사로서 문진과 X-ray 검측(Cobb's angle) 그리고 자세계측을 실시하였다. Group A과 Group B는 평상 시 자연스런 동작을 중심으로 가장 편안한 자기통제 하 속도를 권장하였으며, 통제속도 범위(1.80 - 2.00 m/sec) 내에서 관측된 자료를 중심으로 분석하였다. 특히 시간-공간의 선형변인으로 보행속도, 보폭, 확보장시간, 스텝시간, 확보장, 보폭과 함께 골반움직임과 체간 중심부 척추운동의 3차원 공간에서 달리기 1주기(100%gaitcycle) 시 좌우 대칭의 균형 정도를 분석하였다. 체간몸통 척추의 움직임 데이터는 몸통 척추분절을 7개 영역을 중심으로 각변위를 취득하였다. 이 때 각변위의 최대값(max)과 최소값(min)으로부터 관절가동범위(RoM)를 분석하였다.

달리기 운동 시 3차원 모션캡처 장비는 Vicon Motion Capture system (MX-T40, Vicon Nexus 1.7 operating software, Sampling frequency 100Hz, Oxford, UK)을 이용하였다. 13개 적외선카메라로부터 골반과 척추 그리고 하지관절 등 적외선 마커표식점에 의한 동작분석 데이터를 취득하였다. 인체마커표식점의 위치선정은 바이콘 프로토퀴(Vicon Motion Analyzer, Oxford, UK)에 근거하였으며, 두 집단 간 각각 20회(10명×2회)의 측정데이터 중 타당한 달리기속도의 데이터를 취득하여 자료처리 하였다.

3. 자료취득 및 분석

본 연구의 체간 척추와 골반의 자료취득은 척추모델 중 다관절 척추모델(multi-segmental model)을 채택하여 취득하였다(Swinkels & Dolan, 1998; Preuss & Popovic, 2010; Yoo et al., 2013). 본 연구의 목적을 달성하기 위하여 체간 등쪽 부위에 마커 표식점 부착은 몸통 척추부 7개 주요 분절들 경추부 Cs (cervical spine [C7]), 흉추부 상단 ULs (upper lumbar [T3]), 흉추부 중상단 MUTs (mid-upper thoracic [T6]), 흉추부 중하단 MLTs (mid-lower thoracic [T9]), 흉추부 하단 LTs (lower thoracic [T12]), 요추부 상단 ULs (upper lumbar [L3]), 그리고 요추부 하단 LLs (lower lumbar [S1], 1st sacral vertebra)으로 7개 분절로 구성된 척추 다관절모델을 적용하였다(Preuss & Popovic, 2010; Yoo et al., 2013). 특히 체간척추 분절 간 수평연장선 상에 추가로 좌우 대칭 두 곳에 보조마커를 병행하여 삼각형 마커표식점(marker triads)에 의한 3차원 운동축을 형성하여 상대적인 각변위의 변화량을 전후축과 좌우축, 수직축을 중심으로 굴곡, 측면굴곡과 회전운동을 해석하였다(Preuss & Popovic, 2010; Mouchnino, Mesure, Lizee, Landjerit, & Massion, 1998).

본 연구의 척추다관절모델의 좌표추적은 척추좌표계와 골반좌표계로부터 구하였으며, X축은 앞방향(front direction)을 중심으로 반시계방향(anti-clockwise)이 양(+방향) (positive rotation), Y축은 좌측굴곡회전은 시계방향이 양방향, Z축은 위쪽방향의 반시계방향이 양방향으로 하였다. 몸통 분절 간 3차원 공간 상의 몸통굴곡, 측면굴곡 그리고 회전운동은 체간척추부위별 7개 분절단위의 취득값으로 집단 간 평균값을 이용하였다. 체간 몸통상부중심축인 척추부 RoM은 다관절 척추모델 내 7개 체간분절들 간 골반쪽 요추부 하단 LLs에서 요추부 상단 ULs, 흉추부 상단 ULs, 머리방향 경추부 Cs까지를 연차적인 상대좌표값을 계산하여 구하였다. 즉 척추 하단분절 좌표값으로부터 상위 인접분절에 연차적으로 적용되어 계산된 좌표값으로 체간 척추분절의 각운동 RoM의 합이다.

본 연구에서는 두 집단 간 좌·우측 불균형의 통계적 유의치는 양측 대칭정도로서 불균형 지수를 구하여 동적안정성 여부를 판단하였다. 즉 좌우측 골반과 하지관절운동의 불균형 지수(asymmetry index [AI])는 Robinson, Herzog와 Nigg (1987)를 참고하여 다음과 같이 산출하였다.

$$AI(\%) = \frac{|X_R \text{ D } X_L|}{1/2(X_R + X_L)} \times 100$$

여기서, X_R 과 X_L 은 각각 우측과 좌측의 각운동 크기를 의미한다. 이 때 AI(%)가 0일 때 완전한 좌우대칭을 의미한다.

5. 통계처리

통계처리는 SPSS ver.12 (IBM, USA)을 사용하였으며, 자료처리는 MatLab 6.0 (The mathwork, USA)을 이용하였다. 달리기 시 두 집단 간 비교와 집단 내 하지관절들과 몸통 하단부 골반 좌측과 우측 그리고 상호작용 검증을 위하여 two-way ANOVA를 하였다. 동시에 달리기 시 체간 척추분절의 경추부, 흉추부 상단, 중상단, 중하단, 하단부 RoM의 비교는 paired t-test 검정을 수행하였다. 통계처리 p -value는 $p < .05$ 수준에서 의미있는 결과를 도출하였다.

III. 결 과

1. 시간-공간적 변인분석

시간-공간적 변인분석 결과는 <Table 1>에 나타난 바와 같다. 두 집단 간 속도(speed) 차이는 통계속도 내에서 관측되었으며 유의한 차이가 나타나지 않았다. two-way ANOVA에 의한 결과 두 집단군 내 좌우 간 양측운동 손실에 의한 불균형은 보음, 확보장시간, 스텝시간, 확보장,

Table 1. Analysis of time-space variables between Group A and Group B during running (unit: deg)

Variables	Group (G)	Bilateral Balance(B)		F-value	
		Lt. Side	Rt. Side		
Cadence (steps/min)	A	174.9±6.7	176.8±8.9	B	.053
	B	161.5±8.7	160.9±9.7	G	23.686***
				B×G	.182
Stride time(s)	A	0.68±.02	0.68±.03	B	.005
	B	0.74±.04	0.75±.06	G	21.794***
				B×G	.192
Step time(s)	A	0.34±0.01	0.34±0.02	B	0.005
	B	0.37±0.02	0.36±0.02	G	15.976***
				B×G	.115
Stride length(m)	A	1.28±0.11	1.27±0.11	B	0.90
	B	1.36±0.12	1.39±0.13	G	7.163*
				B×G	.196
Step length(m)	A	0.62±0.04	0.64±0.07	B	.349
	B	0.68±0.05	0.69±0.08	G	6.632*
				B×G	
Speed (m/s)	A	1.86±0.15	1.87±0.15	B	.113
	B	1.84±0.20	1.86±0.19	G	.066
				B×G	.018

Group A: exercise group, Group B: clinical group, Mean±SD, B×G: Interaction effect (two-way ANOVA)

NS: no significance, *: $p < .05$, **: $p < .01$, ***: $p < .001$

보폭에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 두 집단 간 그룹에 의한 차이는 매우 유의한 것으로 나타났다. 즉 보폭($p<.001$)에서 Group A가 Group B보다 유의하게 크게 나타났다. 즉 Group B는 넓은 스텝을 이용한 패턴을 보이고 있으며, Group A는 피치 수를 이용한 패턴 특징을 나타냈다. 따라서 Group B가 Group A보다 활보장시간($p<.001$), 스텝시간($p<.001$), 활보장($p<.05$)과 보폭($p<.05$)에서 더 크게 나타나고 있었다(Table 1). 반면 two-way ANOVA 결과 두 집단의 좌우측 변인 간의 상호작용 효과에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 하지관절의 양측운동

하지관절 중 엉덩이, 무릎, 발목관절에 대한 좌우대칭 분석결과는 <Table 2>와 같다. 두 집단 내 양측운동의 손실 차이가 3차원 공간상의 운동에서 통계적으로 유의하게 나타난 경우는 무릎관절 rotation ($p<.01$)에서 나타났다. 즉 좌측하지와 우측하지 간 양측운동 손실의 척도로서 AI(%)는 Group A (5.10%), Group B (24.63%)으로 Group B에서 보다 좌우편차 불균형이 크게 나타나고 있음을 확인할 수 있었다(Group B: Lt. 24.85°, Rt 19.40°; Group A: Lt. 21.11°, Rt 20.06°). 반면 엉덩이관절과 발부위에서

Table 2. Result of kinematic parameter with hip joint, knee Joint and ankle joint during running (unit: deg)

Joints	Group (G)	Bilateral Balance(B)		F-value	
		Lt. Side	Rt. Side		
Hip	Flex/Extension	A	34.42±3.59	B	.094
		B	41.69±4.57	G	21.01***
				B×G	.022
	Ab/Adduction	A	13.97±1.48	B	.001
		B	13.30±3.63	G	.972
				B×G	.044
	Rotation	A	13.39±4.13	B	.374
		B	29.76±8.79	G	53.64***
				B×G	.042
Knee	Flex/Extension	A	56.05±4.29	B	.853
		B	49.54±7.78	G	15.36***
				B×G	1.202
	Valgus/Varus	A	18.90±9.42	B	.675
		B	34.18±13.95	G	19.70***
				B×G	.041
	Rotation	A	21.11±3.26	B	7.991**
		B	24.85±3.53	G	1.796
				B×G	3.657
Ankle	Dorsi/Plantar	A	53.04±9.99	B	.159
		B	49.52±6.58	G	.694
				B×G	.395
	Progression	A	6.30±1.56	B	.295
		B	7.96±2.23	G	9.195
				B×G	.048
	Rotation	A	19.66±6.67	B	1.855
		B	24.23±6.68	G	18.64***
				B×G	.267

Group A: exercise group, Group B: clinical group, Mean±SD, B×G: Interaction effect (two-way ANOVA), NS: no significance
 *: <.05, **: <.01, ***: <.001

는 3차원 공간 상의 양측운동의 비대칭운동으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

두 집단 간 그룹 별 차이는 <Table 2>와 같이 9개 변인들 중 5개 변인에서 유의한 차이가 나타났다. 즉 두 집단 간 하지관절의 운동범위는 Group B이 Group A보다 통계적으로 유의하게 큰 경우는 엉덩이관절의 굴곡/신전 ($p<.001$), 내/외측회전($p<.001$)이며, 무릎관절의 내/외전 ($<.001$), 발목관절 내/외측 회전($p<.01$) 운동에서 크게 나타났다. 반면 무릎관절의 굴곡/신전($p<.001$)은 Group B이 운동군보다 통계적으로 유의하게 작았다(Table 2). 그러나 two-way ANOVA 결과 두 집단과 좌우측 변인 간 상호작용효과에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

3. 체간몸통의 골반-척추부 운동

1) 체간하부 골반운동

달리기 시 체간하부 골반운동에 대한 분석변인은 <Table 3>에 나타난 바와 같다. 분석결과 두 집단 간 그룹 별 pelvis tilt와 pelvis obliquity 그리고 rotation의 수치가 통계적으로 유의하게 나타나지 않았으나 두 집단 내의 골반운동의 양측운동 손실에서는 통계적으로 매우 유의한 차이가 나타났다. 두 집단 내 피험자들 간 좌측과 우측 간 양측운동의 불균형은 pelvis tilt ($p<.01$)와 pelvis obliquity ($p<.001$)에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 이 경우 양측운동 손실의 불균형지수 AI(%)는 pelvis tilt의 경우 0%가 완전대칭일 때, Group A는 17.19%, Group B 45.92%이었으며, pelvis obliquity의 경우 AI(%)가 Group A에서 54.42%, Group B에서 67.78%으로 두 집단 모두에서 크게 나타났으며, Group B에서 양측운동의 불균형 지수가 보다 크게 나타났다.

2) 체간상부 척추운동

체간상부 척추의 운동가동범위와 운동패턴 간 paired t-test 검정결과는 전방경사(inclination bending), 좌우측면 운동(lateral bending) 그리고 몸통회전(rotation) 시 두 집단 간 차이가 매우 유의한 것으로 나타났다(Figure 1).

먼저 전방경사 시 시상면의 굴곡/신전 운동가동범위가 요추부 하단 LLs 만을 제외하고, 경추부 Cs ($t=8.680$, $p<.001$)와 흉추상단부 UTs ($t=10.051$, $p<.001$), 흉추중상단부 MUTs ($t=9.351$, $p<.001$), 흉추중하단부 MLTs ($t=15.150$, $p<.001$), 흉추부하단 LTs ($t=12.303$, $p<.001$) 그리고 요추상단부 ULs ($t=8.088$, $p<.001$)에서 매우 유의한 차이를 나타냈으며, 전반적으로 전후굴곡 운동 시 3배 가량 Group B의 몸통운동이 상당히 제한된 운동을 하는 것으로 나타났다(Figure 1, inclination bending; $p<.001$).

좌우측면 운동(lateral bending) 시 관상면에서는 내전/외

Table 3. Analysis of Pelvis variables between Group A and Group B (unit: deg)

Variables	G	Bilateral Balance(B)		F-value	
		Lt. side	Rt. side		
Tilt	A	5.37±0.97	6.38±1.99	B	10.311
	B	5.10±1.90	8.14±2.76	G	1.418
				B×G	2.481
Obliquity	A	9.21±3.39	5.27±1.64	B	18.626
	B	8.83±4.76	4.36±1.01	G	.442
				B×G	.071
Rotation	A	6.36±2.01	9.18±3.68	B	.947
	B	8.63±3.08	8.35±6.38	G	.300
				B×G	1.414

Group A: exercise group, Group B: clinical group, Mean±SD, B×G: Interaction effect (two-way ANOVA), NS: no significance
 $p: <.05$, $p: <.01$, $p: <.001$

전의 각운동범위가 경추부 Cs ($t=3.439$, $p<.01$), 흉추상단부 UTs ($t=3.576$, $p<.01$)와 중상단부 MUTs ($t=2.769$, $p<.05$) 그리고 요추 하단부 ULs ($t=4.4460$, $p<.05$)에서 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 드러났다. 반면 흉추부 중하단부 MLTs, 하단부 LTs, 요추부 상단부 UTs에서는 몸통 전방경사와 달리 유의한 차이가 나타나지 않았다. 전반적으로 좌우측 운동 시 두 집단 간 2배 가량 Group B가 Group A보다 몸통운동이 제한된 동작을 하는 것으로 나타났다(Figure 1, lateral bending; $p<.05$, $p<.01$).

몸통 수평회전운동 수평면의 경우 두 집단 간 차이로서 몸통척추 전반에 걸쳐 나타났다. 즉 경추부 Cs ($t=6.942$, $p<.001$), 흉추상단부 UTs ($t=7.723$, $p<.001$) 흉추중상단부 MUTs ($t=7.519$, $p<.001$), 흉추중하단부 MLTs ($t=7.777$, $p<.001$), 흉추하단부 LTs ($t=5.899$, $p<.001$), 요추상단부 ULs ($t=8.473$, $p<.001$), 요추하단부 LLs ($t=3.859$, $p<.01$)의 7개 체간부위 모두 몸통운동 간 통계적으로 매우 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다($p<.001$, $p<.01$).

IV. 논 의

1. 달리기 시 시간-공간적 변인분석

본 연구의 two-way ANOVA에 의한 분석결과 집단 내 시간-공간변인에서 대칭 불균형 차이는 없는 것으로 나타났다. 그러나 두 집단 간의 그룹유형에 의한 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다(Table 1). 이러한 연구결과를 고찰해보면 Group B는 스텝 넓이를 이용한 달리기패턴을 보이고 있으며, Group A는 스텝 피치를 이용한 달리기패턴을 보이는 것으로 고찰되었다. 이로부터 Group B의 내딛는

구간의 스텝시간이 Group A보다 길기 때문에 상대적으로 한발 짚지시간은 Group B가 보다 더 짧은 것으로 나타났다.

2. 좌우대칭 양측운동의 하지관절운동

본 연구결과로부터 두 집단 간 하지운동의 관절운동범위(RoM)에서 큰 차이를 보이고 있는 것으로 하지관절 분석변인 5개에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(hip joint: flex./extension ($p<.001$), rotation ($p<.001$); knee joint: flex/extension ($p<.001$), valgus/varus ($p<.001$); ankle joint: rotation ($p<.01$). 이는 몸통체간이 척추구조의 변형유무에 따른 영향으로써 해석이 되며, 이로 인하여 Group B의 하지운동이 제한적인 동작을 수행하는 것으로 해석된다.

즉 달리기 시 하지는 바퀴역할을 하는 엉덩이관절, 무릎관절, 발목관절에서 골반 및 척추구조 변형유무에 따라 양측운동 불균형이 무릎관절의 회전동작인 Rotation ($p<.01$)에서 두 집단 간 차이가 있는 것으로 나타났다. 이는 골반-척추의 정상구조변형여부에 의한 하지관절운동 시 밸런스 불균형에 영향을 미치는 것으로 추론할 수 있다.

본 연구에서 불균형 지수 AI(%)가 0의 경우 완전대칭일 때, AI(%)는 각각 Group A 5.10%, Group B 24.63%으로 Group B에서 보다 좌우편차가 크게 나타나고 있음을 확인할 수 있었다. 좌측하지와 우측하지 간 불균형의 크기가 클 경우 동적안정성에도 영향을 주기 때문에 Group B의 양측운동에 대한 동적 안정성에 보다 많은 영향이 미친 것으로 해석을 하였다.

3. 체간하부 골반운동

척추를 지탱하는 것이 골반으로 골반을 기준으로 위로는 척추가 연결이 되고 아래로는 두 다리가 사슬형태로 연결되는데 실제로 척추임상환자들은 30-60분의 가벼운 조깅이나 런닝에도 운동조절 기능장애로서 허리통증을 호소하고 있는 것으로 나타나고 있다. 본 연구결과로부터 두 집단 간 골반운동 시 RoM에 대한 그룹별 차이는 유의하게 나타나지 않았다. 반면 두 집단 내의 골반운동의 좌측과 우측 간 양측운동 손실에서 매우 유의한 차이가 나타났다. Group B에서 양측운동의 불균형 지수가 보다 크게 나타났으며, 양측운동의 편차 AI(%)가 가장 큰 경우는 Group B의 obliquity, tilt, rotation순으로 나타남으로서 몸통회전 동작의 역할이 상대적으로 적게 나타났다.

반면 Group A는 obliquity, rotation, tilt 순으로 나타났다. 일상적인 달리기 시 체간하부 동작으로서 골반운동은 좌우측 체중이동과 몸통회전이 보다 매우 중요한 운동기능을 수행하고 있는 것으로 사료된다. 인체의 체간 척추와

다리하부구조는 마치 자건거의 바퀴와 프레임구조의 운동 효율성이 존재한다(Mouchnino et al., 1998).

Group A와 Group B의 두 집단 간 그룹별 RoM 차이 보다는 골반의 양측운동에 의한 영향이 큰 것으로 드러나고 있는데 이러한 결과는 골반을 토대라고 하면 척추는 기둥으로서 골반의 좌우 양측운동의 불균형이 발생되면 그 기둥축인 척추는 자연스럽게 구부지게 되기 때문에 체간상부인 몸통척추부 운동에 많은 영향을 미치는 것으로 판단된다.

4. 체간상부 척추운동

본 연구결과로부터 3차원 공간 상 몸통 체간상부 척추운동 중 rotation에서 집단 그룹 별 RoM 차이가 가장 크게 나타났으며 전경굴곡 동작인 inclination bending에서 크게 나타났고, 마지막으로 좌우측 동작의 lateral bending 순으로 유의한 차이가 나타났다(Figure 1). 앞서 체간하부 골반운동에서 언급한 바와 같이 체간척추부인 경추부, 흉

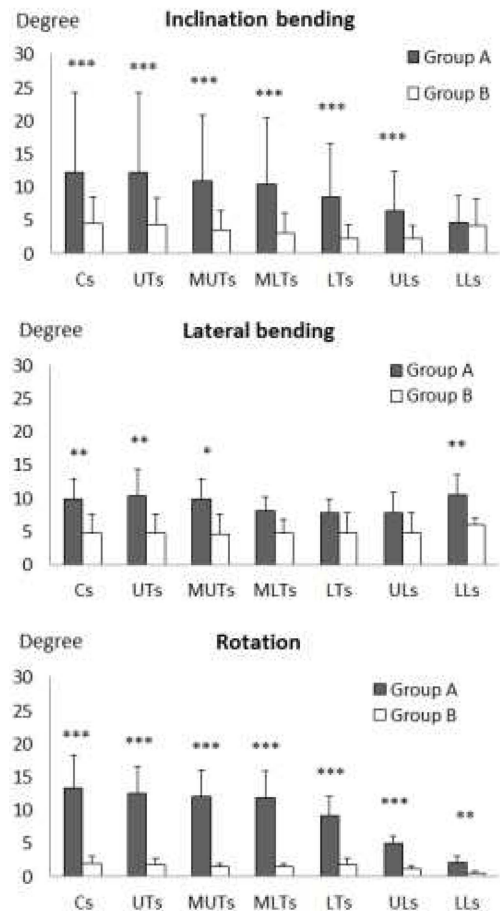


Figure 1. Comparison of trunk segments (cervical, thoracic, lumbar spine) during running

추상단부, 흉추중상단부, 흉추중하단부, 흉추하단부, 요추상단부 그리고 요추하단부에서 골반운동과 함께 체간몸통 척추부에서 RoM에 의한 그룹 간 차이가 발생된 것을 확인할 수 있었다.

이동운동 시 이동속도가 빨라질수록 하지와 체간 움직임이 상호 유기적으로 척추요추부 만곡구조는 자전거의 프레임 형태의 운동효율성 메커니즘(Mouchnino et al., 1998)이 존재하는데, 본 연구결과에서 inclination bending 시 요추상단부, lateral bending 시는 요추하단부, rotation에서는 요추상단부와 하단부에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냄으로서 두 집단 간 요추만곡선의 운동기능 역할을 간접적으로 비교할 수 있었다. 즉 체간몸통 운동이 하지운동과 연동되어 한 운동단위로 연계되어 있는 것으로 볼 수 있겠다. 이와 같은 이동운동 시 체간몸통과 하지운동의 운동단위 기능은 요추-골반-엉덩이 복합체(lumbo-pelvic-hip complex)로서 높은 상관관계를 반복적으로 나타냄으로서 한 단위 운동으로서 상호 연동됨을 3차원의 운동학적 패턴이 존재함을 선행연구에서 보고된 바 있다(Schache, Blanch, Rath, Wrigley, Starr, et al., 2002; Schache, Bennell, Blanch, & Wrigley, 1999; Anderson & Tseh, 1994). 이외에도 하지와 체간을 연결하는 골반경사(pelvic obliquity)각과 요추각은 하지와 긴밀하게 연결되어 골반 전 후경사각과 요추 굴곡/신전의 운동학적 패턴에도 상호관련성($r=-.084$)이 높은 것으로 이미 보고된 바 있다(Schache, Blanch, Rath, Wrigley, & Bennell, 2002; Schache, Blanch, Rath, Wrigley, Starr, et al., 2002). 결론적으로 골반-척추 구조변형이 정상적인 경우와 그렇지 않은 경우 체간 경추부와 흉추부 그리고 요추부에서 달리기 동작 시 동적인 평형의 안정성에 많은 영향을 미치는 것으로 해석할 수 있다.

V. 결 론

본 연구는 체간 골반-척추부의 구조변형 여부가 달리기 동작 시 밸런스 불균형 차이가 존재하는지를 고찰하기 위하여 운동학적 척추다관절모델을 이용하여 하지관절 운동과 체간하부 골반운동 그리고 체간상부 척추운동에 대한 양측운동 시 동적 안정성을 추적하여 분석한 결과는 다음과 같다.

첫째, 달리기 시 시-공간적 변인에서 좌우측 밸런스에 의한 집단 내 변인 간 유의한 차이는 없었다. 반면 활보장시간, 스텝시간, 활보장, 보폭, 보을에서 골반-척추 구조변형 여부에 의한 두 집단 간 차이가 통계적으로 유의하게 나타났다.

둘째, 골반운동의 경우 두 집단 간 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다. 반면 집단 내의 골반의 좌우측 균형에 의한 안정성에서는 유의한 차이가 있는 것으로 드러났다.

셋째, 체간몸통에서 Group B에 의한 체간중심축 척추의 움직임이 상당히 제한된 것으로 드러났으며, 두 집단 간의 경추부, 흉추부 그리고 요추부 모두에서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다.

넷째, 3차원 운동에서 하지 관절운동의 좌우대칭 분석결과 무릎관절의 회전변인에서 두 집단 간 유의한 차이를 보였으며, 엉덩이관절과 발목관절 운동에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 하지관절 시 불균형에 의한 동적 안정성의 차이는 임상군이 운동군보다 좌우편차가 큰 것으로 나타났다. 반면 상호작용효과에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

위의 결과들로부터 체간의 척추구조변형이 달리기 동작 시 직·간접적 운동수행에 영향을 미치기 때문에 좌우 불균형의 동적 안정성에도 영향을 주는 것으로 사료된다. 이러한 연구결과들은 인체운동의 골반-척추의 운동단위메커니즘과 체간 척추운동에 대한 통합적 심층연구에 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다. 동시에 운동치료 및 운동상해 예방을 위한 기초연구자료로서 작으나마 기여할 수 있을 것으로 본다.

참고문헌

- Anderson, T., & Tseh, W. (1994). Running economy, anthropometric dimensions and kinematic variables. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(Suppl.), S170.
- Bates, B. T., Ostering, L. R., Mason, B. R., & James, S. L. (1979). Functional variability of the lower extremity during the suppoer phase of running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11, 328-331.
- Bennell, K. L., & Crossley, K. (1996). Musculoskeletal injuries in track and field: Incidence, distribution and risk factors. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 28, 69-75.
- Bickham, D., Young, W., & Blanch, P. (2000). Relationship between a lumbopelvic stbilization strength test and pelvic motion in running. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9, 219-228.
- Cappozzo, A., & Berme, N. (1985). *Loads on the lumbar spine during running*. In D. A. Winter R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes, & A. E. Patla (Eds.), *Biomechanics •S-B* (pp. 97-100). Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.
- Carlson, H., Thorstensson, A., & Nilsson, J. (1988). Lumbar back muscle activity during locomotion: Effects of voluntary odifications of normal trunk movements. *Acta Physiologica Scandinavica*, 133, 343-353.
- Clark, M. A., Lucett, S., & Corn, R. J. (2008). *NASM Essentials of Personal Fitness Training*. 3rd edition. National Academy of Sports Medicine. Lippincott Williams & Wilkins Inc.
- Mouchnino, L., Mesure, S., Lizee, E., Landjerit, B., & Massion, J. (1998). Is the spinal column a rigid or articulated axis during leg movement? *Human Movement Science*, 17, 289-306.
- Panjabi, M. M.(1992). The stabilizing system of the spine. Part1.

- Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5: 383-389.
- Preuss, R. A., & Popovic, M. R. (2010). Three-dimensional spine kinematics during multidirectional, target-directed trunk movement in sitting. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 823-832.
- Robinson, R. O., Herzog, W., & Nigg, B. M. (1987). Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 10(4), 172-176.
- Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. *Gait and Posture*, 10, 30-47.
- Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., & Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science*, 21, 273-293.
- Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., Starr, R., & Bennell, K. L. (2002). Intra-subject repeatability of a method for measuring the three dimensional kinematics of the lumbo-pelvic-hip complex during running. *Gait and Posture*, 15, 136-145.
- Swinkels, A., Dolan, P. (1998). Regional assessment of joint position sense in the spine. *Spine*, 23, 590-597.
- Thorstensson, A., Nilson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M. R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121, 9-22.
- Yoo, K. S., Suh, S. H., Choi, S. W., & Kong, S. J. (2013). Analysis of spine motion for quantitative interpretation in SCS(spine coordinate system). *The Korean Journal of Sports Science*, 22(1), 1179-1189.