



오래 달리기 시 하지 근지구력에 따른 몸통의 3차원 각 변화

Three Dimension Angle Change of the Trunk to the Muscular Endurance during a Prolonged Running

김태삼* (한국체육대학교) · 이연중 (세명대학교)

Kim, Tae-Sam* (Korea National Sport University) · Lee, Yeon-Jong (Semyung University)

ABSTRACT

T. S. KIM, and Y. J. LEE, Three Dimension Angle Change of the Trunk to the Muscular Endurance during a Prolonged Running. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 17, No. 2, pp. 61-73, 2007. The purpose of this study was to investigate the influence of the muscular endurance on the kinematic factors during a prolonged run. Subjects, 12 males, who were divided into three groups (lower group, general group, and in higher group) after measuring the lower limb's muscular endurance previously.

They were asked to run on the treadmill at 7.4km/h of speed. To analyze the kinematics parameters of the trunk during running, the ProReflex MCU Camera (Qualisys, Sweden) were used. All parameters were sampled from 5 minute, 40 minute, and 60 minute moments during running. An ANOVA with Repeated Measure was used to test the statistic significance between and within groups for all parameters determined with SPSS 11.0. Significance was defined as $p < .05$. The conclusions were as follows;

There was significantly difference within (lapse of running time) groups in the take-off and minimum knee angle event of swing phase of the trunk flexion and extension. In conclusion, the muscular endurance affected on movement of the trunk during a prolonged run. In addition, it showed that there was significant difference in the energy consumption by lapse of running time. Therefore, it seems to be relationships between the muscular endurance and running efficiency.

KEYWORDS : MUSCULAR ENDURANCE, QUALISYS, FLEXION, EXTENSION

I. 서론

웰니스(wellness)를 위한 건강 유지의 일환으로, 달리는 전 세계적으로 각광받고 있는 스포츠로서, 이에 참여하는 인구 수 또한 어느 다른 스포츠 보다 높다 (Schache, Bennell, Blanch & Wrigley, 1999). 즉 달리는 일반인들에 있어서 건강증진 및 질병 예방 또는 스트레스 해소로 그리고 선수들에 있어서는 준비운동 또는 시합 중에 활용된다(류지선, 2003). 이미 1986년 국민생활체육 실태조사 이후부터 계속된 조사에서도 달리는 어느 다른 스포츠 보다 많은 인구가 참여하고 있는 것으로 보고 되고 있다(국민생활체육협의회, 2003). 이처럼 보다 많은 달리기에 참여하는 것은 운동의 편리성과 건강 증진, 그리고 경제적인 특성에 의해 참여(Taunton, Ryan, Clement, McKenzie, Lloyd-Smith, & Zumbo, 2002) 하고 있지만, 달리를 통해서 당뇨병, 고혈압, 심혈관 질환 등의 성인병 예방과, 심폐기능 향상, 체중 감량, 면역력 증강, 그리고 스트레스를 해소하는 차원에서 많은 참여를 하는 것으로 보고 되고 있다. 달리는 신체와 지면의 상호 작용에 의해 이루어지는 이동 운동의 기본적인 형태로, 다리, 골반, 몸통, 팔, 머리에 작용하는 100여개의 골격근 작용에 따라 상지(upper extremity)와 하지(lower extremity)의 여러 관절(joint)과 협응(coordination) 동작이 이루어지는 복잡한 움직임(Winter, 1990; Stella, Peter, Robert & Theo, 2001)이기 때문에, 근육과 골격의 균형을 유지하지 못하는 달리기 자세는 건강을 유지하는 것이 아니라 오히려 상해를 초래한다.

오래 달리기 시 자세의 안정성 유지와 지속적인 달리를 유지하기 위한 것은 하지의 근지구력(muscular endurance)이 중요한 요인(Walter, Hart, McIntosh & Sutton, 1989; David, 1990; 윤태식, 김애경, 김주섭, 신정순, 1991; 김천영, 박병권, 1994; Brown, Sinacore & Host, 1995; Bennell & Crossley, 1996; 박영한, 1997; Meinder, Gitter & Czernieceki, 1998; 배성수, 1999; Hayes, Bowen, & Davies, 2004; 박종진, 유승원, 김대수, 김현주, 2001; 안 목, 2004)으로 알려져 있으며, 달리기 시 낮은 근지구력은 상해와 직접적인 관련이 있

는 것으로 선행연구들은 보고하고 있다. 특히 Hayes, Bowen, & Davies(2004)에 의하면, 하지의 근지구력과 운동학적 특성과의 관계를 통해서 고관절과 무릎관절의 굴근과 신근이 달리의 안정성에 중요하게 작용하는 것으로 보고하였고, Hof, Nauta, van der Knaap, Schallig & Struwe(1993), Brown, Sinacore & Host(1995), Meinder, Gitter & Czernieceki(1998)는 전경골근(tibialis anterior), 비복근(gastrocnemius)의 근력이나 근지구력이 약화되었을 때, 달리의 자세를 유지하는 능력이 저하되어, 상해의 위험성이 커지는 것으로 보고하고 있다. 또한 윤태식, 김애경, 김주섭, 신정순(1991), Brown, Sinacore & Host(1995), 박종진, 유승원, 김대수, 김현주(2001)에 의하면, 하퇴와 대퇴부를 연결하는 슬관절(knee joint)은 체중의 부하를 지탱하여 달리기 시 자세의 안정성 유지와 충격 흡수에 매우 중요한 역할을 하기 때문에 슬관절의 굴근과 신근에 대한 근지구력의 중요성을 강조하고 있다.

달리기 자세에 따라 유발되는 상해의 25-35%는 척추, 골반, 고관절, 대퇴에서 이루어지고 있는 것으로 보고(Walter, Hart, McIntosh & Sutton, 1989; Bennell & Crossley, 1996) 되고 있고, 상해가 발생하는 요인은 달리기 속도, 일정한 기간 동안 훈련 빈도, 신발, 달리는 표면 등과 같은 외적 요인뿐만 아니라 개인의 신체적 특징, 심리적 특성, 오래 달리기로 인한 피로, 달리기 경험, 그리고 상해 유무와 같은 내적 요인 등이 상해를 유발시키는 것으로 보고 되고 있다(Martin, 1985; Nigg & Bobbert, 1990; Macera, 1992; Van Mechelen, 1995). 이처럼 달리는 체중의 2-3배(Cavanagh, & LaFortune, 1980)에 해당하는 반복적인 충격과 발이 지면과 접촉 시 발생하는 충격량의 흡수, 하지의 근지구력의 약화, 그리고 달리기 속도에 따른 골반의 움직임 변화 등과 같은 내적요인과 외적요인에 의해 달리의 효율성이 떨어져 상해가 발생하는 것으로 선행연구에서 볼 수 있지만, 달리의 효율성에 영향을 주는 요인은 많지만, 하지 근지구력과 달리기 시간에 따른 운동학적 관계를 통해서 달리의 효율성을 분석한 것은 미흡하다고 볼 수 있다. 따라서 상해의 원인이 되는 내적요인과 외적요인 중 일정한 달리기 속도 하에 하지 근지구력과 달리기 시간에 따른 운동학적 관계를 연구하는 것

은 상해 예측을 위한 의미 있는 일이라 할 수 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

이 연구의 대상자는 건강한 성인 남자(20대)를 대상으로 선정(각 그룹별 4명 씩)하였다. 대상자를 선별하기 위해 InBody 3.0(Biospace, USA)을 이용하여 체지방과 BMI를 측정하였고, 모든 대상자는 Elliott(1978)의 근지구력 측정방법에 따라 등속성 근력측정 장비(Kin Com, USA)를 이용하여 26회 반복 측정하여 전체 일량을 산출하였다. 전체 일량의 크기에 따라 낮은 집단, 보통 집단, 그리고 높은 집단의 세 집단으로 구분하였다. 낮은 집단은 전체 일량이 2500Joule 미만, 보통 집단은 2500-2800Joule, 그리고 높은 집단은 3000Joule 이상으로 구분하였다. 집단별 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

2. 실험 분석 장비

이 연구에 사용된 실험 장비와 분석 장비는 <표 2>에 제시한 것과 같이 대사적 측정 장비와 운동학적 측정비로 구분된다. 하지 근력 측정 장비는 등속성 근력 측정기(Kin Com, USA)를 이용하여, 슬관절의 근지구력을 측정하였다. Elliott(1978)의 근지구력 측정방법의 총 운동량이 근지구력의 척도로 적합하다는 Holmes &

표 1. 피험자 집단별 신체적 특성 (M±SD)

Factors Groups	신장 (cm)	체중 (kg)	체지방 (fat %)	BMI (kgm ²)	일량 (joule)	연령 (yrs.)
낮은 집단	173.0	64.5	17.6	21.5	2147.8	26.3
	4.73	6.68	3.79	1.36	203.80	2.87
보통 집단	177.2	71.4	16.9	22.7	2614.3	24.8
	7.59	6.12	1.76	0.97	52.86	3.30
높은 집단	180.3	69.7	13.5	21.5	3113.9	24.8
	5.61	5.18	3.72	1.74	108.63	3.30
전체	176.8	68.5	16.0	21.9	2625.6	25.3
	6.34	6.26	3.46	1.40	429.78	2.96

Alderink(1984)와 Perrine(1993) 그리고 Dvir(1995)의 연구에 근거하여 180deg/sec의 부하속도에서 26회 반복 측정 하였으며, 평가방법은 신전 및 굴곡 반복운동 시 발휘되는 신근과 굴근의 총 일량(joules)으로 이용하였다. 운동학적 분석은 Qualisys사의 ProReflex MCU 240 카메라를 이용하여 240Hz/sec의 샘플링으로 3차원 위치 좌표값을 얻었다.

3. 실험 절차

몸통에 대한 좌표값을 얻기 위해 3개의 마커를 부착하였으며, 진행 방향으로 카메라를 전, 후 측면과 좌, 우측면에 각각 2대씩 총 6대의 카메라(ProReflex MCU)를 설치한 다음 NLT 통제점을 이용하여 기준좌표계를 설정하였다. 마커 부착 후 달리기 측정에 앞서 모든 대상자에 대해 스탠딩 캘리브레이션(standing calibration)을 실시하고, 본 실험에 들어갔다. 트레드밀 달리기 전에 앞서 3분간의 워밍업(warming up)을 시킨 후 7.4km/h의 일정한 속도로 달리도록 하였다.

4. 자료처리 및 분석방법

Qualisys 사의 ProReflex MCU 240 카메라를 통해 얻은 위치 좌표는 Qualisys Track Manager 프로그램을 이용하여 txt 파일로 변환시킨 후, Matlab 6.5 프로그램을 통해 3차원 각도를 계산하였다. 3차원 자세각의 분석은 Cardan의 3차원 각도 산출 공식을 이용하여 분석하였고, 굴곡과 신전의 움직임 각도는 X축에 대한 회전, 내전과 외전의 움직임은 Y축에 대한 회전, 내측회전과 외측회전에 대한 움직임은 Z축에 대한 회전으로 각각 나타냈다. 즉, 굴곡과 신전은 내·외측에서, 내전과 외전은 전·후측에서, 내측회전과 외측회전은 수직

표 2. 실험장비의 특성

	제품명	제조사
촬영 장비	ProReflex MCU Reflection Marker PentiumIV	Qualisys Qualisys Samsung
분석 장비	Qualisys Track Manager Matlab 6.5	Qualisys Matworks

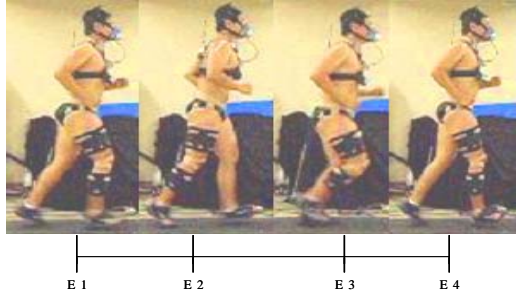


그림 1. 국면 설정

축에서 이루어진다고 볼 수 있다. 움직임 변화에 대한 통계적 검증은 통계 프로그램 SPSS 11.0으로 하지 근지구력 하위집단의 달리기 시간에 따른 평균 차이를 알아보기 위해 Repeated Measure Anova를 사용하였고, 이때의 가설수락 기준은 $\alpha=0.05$ 으로 설정하였다.

5 분석 국면

이 연구를 수행하는데 있어서의 국면 설정은 <그림 1>과 같이 오른발이 지면에 착지한 후 다음 오른발이 지면에 착지할 때까지의 1 스트라이드로 설정하였다. Event 설정은 4개로 설정하였으며, E1은 착지, E2는 이지, E3는 최소무릎각, E4는 착지로 구분하였다.

III. 연구결과

1. 몸통(trunk)의 굴곡과 신전의 움직임 변화

<표 3>은 몸통의 굴곡과 신전의 움직임 변화를, 그리고 <표 4>은 달리기 시간에 따른 몸통의 굴곡과 신전의 움직임 변화에 대한 Repeated Measure Anova의 측정결과이다. <그림 2>는 달리기 시간에 따른 움직임 변화를 양상별로 나타내고 있다. 표에 제시된 +값이 클 경우는 전경자세가 커지는 신전 값이다.

표에 나타난 착지 순간 E1의 변화를 살펴보면, 낮은 집단은 5분에서 평균 $11.7\pm 3.15\text{deg}$ 를, 40분에서 평균 $12.7\pm 2.44\text{deg}$ 를, 60분에서는 평균 $11.5\pm 1.21\text{deg}$ 로 신전된 자세를 보였고, 보통 집단은 5분에서 평균 $13.5\pm 2.84\text{deg}$ 를, 40분에서 평균 $12.7\pm 3.39\text{deg}$, 60분에서는 평균 $13.8\pm 1.95\text{deg}$ 로 달리기 시간에 따라 유사한 전경자세를 보였다. 높은 집단에 있어서는 5분에서 평균 $14.1\pm 4.39\text{deg}$, 40분에서는 평균 $19.6\pm 5.94\text{deg}$ 를, 그리고 60분에서는 평균 $22.0\pm 4.83\text{deg}$ 를 보이고 있으며, 특히 달리기 시간에 따라 전경자세가 커지는 특성을 보였다. 이러한 현상은 낮은 집단과 보통 집단보다 다소 큰 전경자세로 착지하는 특성을 보였다. 이지 순간의 변화를 살펴보면, 낮은 집단은 5분에서 평균 $9.3\pm 3.62\text{deg}$, 40분

표 3. 몸통의 굴곡과 신전의 움직임 변화

(단위: deg)

Event	Groups	Time	5M	40M	60M
			M±SD	M±SD	M±SD
E1	낮은 그룹		11.7±3.15	12.7±2.44	11.5±1.21
	보통 그룹		13.5±2.84	12.7±3.39	13.8±1.95
	높은 그룹		14.1±4.39	19.6±5.94	22.0±4.83
E2	낮은 그룹		9.3±3.62	14.2±3.23	14.2±3.23
	보통 그룹		10.9±4.88	11.1±2.13	12.8±3.76
	높은 그룹		12.1±3.46	18.1±4.40	17.6±5.25
E3	낮은 그룹		9.5±3.70	14.6±5.01	14.5±1.64
	보통 그룹		12.8±3.42	11.8±0.70	13.3±1.95
	높은 그룹		13.8±2.23	21.2±1.55	20.1±3.49
E4	낮은 그룹		10.7±3.08	14.0±4.59	10.6±2.29
	보통 그룹		12.7±3.62	9.3±7.88	12.8±2.22
	높은 그룹		13.5±3.22	20.6±6.21	19.0±4.01

표 4. 근지구력과 달리기 시간에 따른 착지 시 굴곡과 신전의 반복측정결과

집단 내		F			p		
		E1	E2	E3	E1	E2	E3
달리기 시간	Linear	3.682	10.567	12.394	0.87	.010*	.007*
	Quadratic	.431	4.035	3.025	.528	.075	.116
	달리기 시간*근지구력	Linear	.766	.866	.605	.493	.453
	Quadratic	.652	1.419	.578	.544	.291	.581
집단 간	근지구력	3.944	1.876	.788	.059	.208	.484

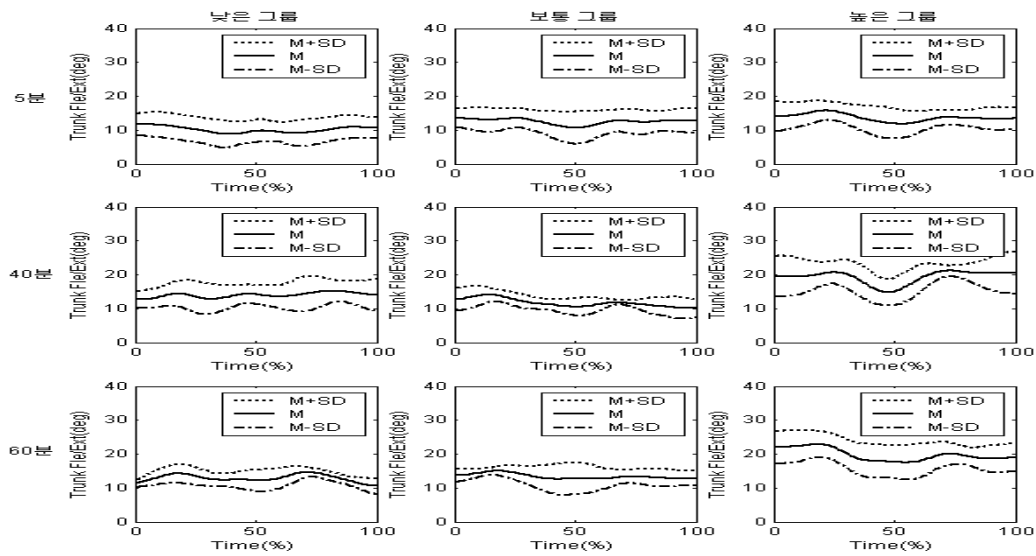


그림 2. 달리기 시간에 따른 몸통의 굴곡과 신전의 움직임 변화.

에서는 평균 $14.2 \pm 3.23 \text{deg}$, 그리고 60분에서는 평균 $12.8 \pm 2.86 \text{deg}$ 로 40분에서 가장 큰 전경자세를 보였다. 보통 집단은 5분에서 평균 $10.9 \pm 4.88 \text{deg}$, 40분에서는 평균 $11.1 \pm 2.13 \text{deg}$ 를, 그리고 60분에서는 평균 $12.8 \pm 3.76 \text{deg}$ 로 달리기 시간이 증가함에 따라 다소 전경자세가 커지는 특성을 보였다. 높은 집단에 있어서는 5분에서 평균 $12.1 \pm 3.46 \text{deg}$, 40분에서 평균 $18.1 \pm 4.40 \text{deg}$ 를, 그리고 60분에서는 평균 $17.6 \pm 5.25 \text{deg}$ 로 달리기 시간에 따라 보통 집단과 마찬가지로 달리기 시간이 증가함에 따라 전경자세가 다소 커지는 특성을 보이고 있다. 이는 낮은 집단과 보통 집단보다 다소 큰 전경자세로 이지는 특성을 보였다. 스윙 국면의 추진기를 나타낸 E3에서의 변화를 보면, 낮은 집단은 5분에서 평균 $9.5 \pm 3.70 \text{deg}$, 40분에서는 평균 $14.6 \pm 5.01 \text{deg}$, 그리고 60분에서는 평균 $14.5 \pm 1.64 \text{deg}$ 로 5분에서 가장 작은 전경자세를 보였고, 40분과 60분에

서는 유사한 전경자세를 보였다.

보통 집단은 5분에서 평균 $12.8 \pm 3.42 \text{deg}$, 40분에서는 평균 $11.8 \pm 0.70 \text{deg}$, 그리고 60분에서는 평균 $13.3 \pm 1.95 \text{deg}$ 를 보였고, 높은 집단에 있어서는 5분에서 평균 $13.8 \pm 2.23 \text{deg}$, 40분에서는 평균 $21.2 \pm 1.55 \text{deg}$, 그리고 60분에서는 평균 $20.1 \pm 3.49 \text{deg}$ 를 보이면서 낮은 집단과 보통 집단보다 다소 큰 전경자세를 보였고, 달리기 시간이 증가함에 따라 전경자세가 커지는 특성을 보였다.

<그림 2>의 굴곡과 신전의 움직임 변화를 상상블로 나타낸 그림에 의하면, 달리기 시간에 따라 유사한 형태의 움직임 변화를 보이고 있지만, 낮은 집단에 있어서는 60분에서 다소 작은 편차와 신전의 변화가 크게 나타났다. 보통 집단은 달리기 시간에 따라 큰 자세변화를 보이지 않았지만, 5분과 60분의 이지구간에서 다소 큰 편차를 보였고, 40분에서는 추진기와 착지구간에

서 다소 높은 편차를 보였다. 높은 집단에 있어서는 달리기 시간에 따라 큰 자세변화를 보이지 않았지만, 전반적으로 낮은 집단과 보통 집단보다 다소 큰 신전된 자세를 보였다.

2. 몸통(trunk)의 내전과 외전의 움직임 변화

<표 5>는 달리기 시간에 따른 Event 별 내전과 외전의 움직임 변화를 나타낸 것이며, <표 6>은 달리기 시간에 따른 몸통의 내전과 외전의 움직임 변화에 대한 Repeated Measure Anova의 결과이다.

<그림 3>은 달리기 시간에 따른 내전과 외전의 움직임 변화를 양상별로 나타내고 있다. 표에 나타난 -값은 내전을 그리고 +값은 외전의 움직임으로, 0에 가까울수록 수직자세를 나타낸 것이다.

<표 5>에 나타난 착지순간의 변화를 보면, 낮은 집

단은 5분에서 평균 $1.4 \pm 1.00 \text{deg}$ 를, 40분에서는 평균 $2.3 \pm 3.69 \text{deg}$, 60분에서는 평균 $3.0 \pm 1.83 \text{deg}$ 로 달리기 시간에 따라 외전의 움직임이 커지는 특성을 보였다. 보통 집단에 있어서는 5분에서는 평균 $0.2 \pm 1.33 \text{deg}$ 의 내전된 자세를, 40분에서 평균 $1.0 \pm 2.3 \text{deg}$ 의 외전된 자세, 그리고 60분에서는 평균 $0.1 \pm 2.64 \text{deg}$ 로 외전된 자세를 보이면서, 40분과 60분에서 거의 수직에 가까운 외전된 자세에서 착지하는 특성을 보였다. 높은 집단에 있어서는 5분에서 평균 $0.7 \pm 2.13 \text{deg}$ 의 내전된 자세를, 40분에서는 $0.4 \pm 0.87 \text{deg}$ 의 외전된 자세를, 그리고 60분에서는 평균 $1.0 \pm 2.03 \text{deg}$ 의 내전된 자세를 보이면서, 5분과 60분에서는 작지만 외전된 값을 보인데 반해, 40분에서는 작지만, 내전된 값을 보였다.

이지 순간의 변화를 살펴보면, 낮은 집단은 5분에서 평균 $0.2 \pm 0.48 \text{deg}$ 의 외전된 자세를, 40분에서는 평균 $1.5 \pm 1.56 \text{deg}$ 의 내전된 자세, 그리고 60분에서는 평균

표 5. 몸통의 내전과 외전의 움직임 변화

(단위:deg)

Event	Time Groups	5M	40M	60M
		M±SD	M±SD	M±SD
E1	낮은 그룹	1.4±1.00	2.3±3.69	3.0±1.83
	보통 그룹	-0.2±1.33	1.0±2.38	0.1±2.64
	높은 그룹	0.7±2.13	-0.4±0.87	1.0±2.03
E2	낮은 그룹	0.2±0.48	-1.5±1.56	-0.6±0.79
	보통 그룹	-2.5±4.37	-0.7±2.79	-1.2±1.53
	높은 그룹	-1.9±2.21	-2.6±1.51	-3.2±1.04
E3	낮은 그룹	-1.7±1.33	-3.2±1.89	-1.9±1.33
	보통 그룹	-2.5±3.15	-1.5±2.40	-2.8±1.22
	높은 그룹	-4.0±2.60	-4.1±2.09	-4.9±1.81
E4	낮은 그룹	1.6±1.16	2.8±2.29	2.7±1.52
	보통 그룹	-0.4±2.62	-2.1±7.17	0.7±2.28
	높은 그룹	0.6±2.26	0.5±1.52	0.7±2.49

표 6. 근지구력과 달리기 시간에 따른 내전과 외전 반복측정결과

집단 내		F			p			
		E1	E2	E3	E1	E2	E3	
달리기 시간	Linear	2.462	.164	.947	.151	.695	.356	
	Quadratic	.007	.020	.045	.937	.891	.837	
	달리기 시간*근지구력	Linear	.414	1.188	.523	.673	.349	.610
		Quadratic	.717	1.234	.095	.514	.336	.910
집단 간	근지구력	.166	1.575	2.084	.850	.259	.180	

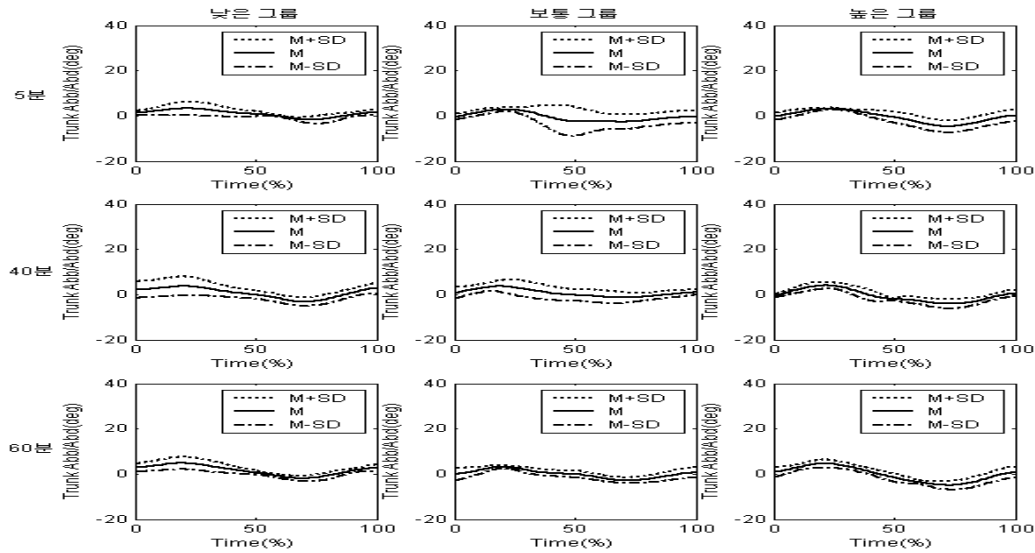


그림 3. 달리기 시간에 따른 몸통의 내전과 외전의 움직임 변화.

0.6±0.79deg로 내전된 자세를 보이면서, 달리기 시간에 따라 큰 차이를 보이지 않았지만, 5분의 외전된 값을 보인 것과 달리 40분과 60분에서는 내전의 움직임을 보였다. 보통 집단에 있어서는 5분, 40분, 그리고 60분에서 각각 2.5±4.37deg, 0.7±2.79deg, 1.2±1.53deg로 달리기 시간 모두에서 내전된 자세를 보였고, 높은 집단에 있어서는 이지 순간 -값을 보이면서 5분에서 평균 1.9±2.21deg, 40분에서 평균 2.6±1.51deg, 그리고 60분에서 평균 3.2±1.04deg를 보이면서 달리기 시간에 따라 내전의 움직임이 커지는 특성을 보였다.

스윙 국면의 추진기를 나타낸 E3에서의 변화를 보면, 달리기 시간에 따라 모든 집단이 -값의 내전된 자세를 보였다. 낮은 집단의 5분에 있어서는 평균 1.7±1.33deg를 보였고, 40분과 60분에서는 각각 평균 3.2±1.89deg와 1.9±1.33deg로 큰 차이를 보이지 않았지만, 40분에서 다소 큰 내전의 움직임을 보였다.

보통 집단에 있어서는 달리기 시간에 따라 각각 평균 2.5±3.15deg, 평균 1.5±2.40deg, 그리고 평균 2.8±1.22deg로 내전의 움직임을 보였고, 5분과 60분에서 40분보다 다소 큰 내전의 움직임을 보였다. 높은 집단에 있어서는 달리기 시간에 따라 각각 평균 4.0±2.60deg, 평균 4.1±2.09deg, 평균 4.9±1.81deg의 내

전된 움직임으로, 달리기 시간에 따라서는 큰 차이를 보이지는 않았지만, 낮은 집단과 보통 집단보다는 다소 큰 내전의 움직임을 보였다. <그림 3>에 제시된 양상 별 변화를 살펴보면, 낮은 집단과 높은 집단은 달리기 시간에 따라 유사한 형태의 궤적을 보이고 있지만, 보통 집단에 있어서는 달리기 시간 5분과 40분에서 피험자 간에 큰 편차를 보이면서 내전과 외전의 움직임 변화가 큰 특성을 보였다.

3. 몸통(trunk)의 내, 외측회전의 움직임 변화

<표 7>은 몸통의 내측회전과 외측회전의 움직임 변화를 나타낸 것이며, <표 8>은 달리기 시간에 따른 몸통의 내·외측회전의 움직임 변화에 대한 Repeated Measure Anova의 측정결과이다. 또한 <그림 4>는 달리기 시간에 따른 내측회전과 외측회전의 움직임 변화를 양상별 그래프로 나타내고 있다. 표에 나타난 -값은 외측회전을 그리고 +값은 내측회전을 나타낸 값이다. 표에 나타난 차이 순간의 변화를 보면, 낮은 집단은 5분에서 평균 12.7±4.14deg를 보였고, 40분에서는 평균 12.5±2.74deg를, 그리고 60분에서는 평균 11.6±6.57deg로 모든 달리기 시간에서 내측회전된 자세로 착지하는

표 7. 몸통의 내·외측 회전의 움직임 변화

(단위: deg)

Event	Time Groups	5M	40M	60M
		M±SD	M±SD	M±SD
E1	낮은 그룹	12.7±4.14	12.5±2.74	11.6±6.57
	보통 그룹	12.2±1.47	12.3±2.17	12.5±1.16
	높은 그룹	12.7±5.05	14.0±4.88	12.5±8.90
E2	낮은 그룹	-7.4±4.46	-3.7±1.92	-6.6±2.17
	보통 그룹	-8.3±2.43	-8.7±2.61	-8.6±1.18
	높은 그룹	-6.8±3.57	-6.3±2.08	-6.3±7.47
E3	낮은 그룹	0.4±1.86	1.7±2.61	0.1±4.74
	보통 그룹	1.4±1.97	-2.8±2.56	-2.6±1.55
	높은 그룹	0.1±4.27	1.0±2.70	1.6±7.58
E4	낮은 그룹	12.1±3.81	11.2±3.52	11.6±6.68
	보통 그룹	13.1±0.37	13.1±1.74	11.7±0.73
	높은 그룹	12.6±4.58	12.9±4.54	14.3±8.09

표 8. 근지구력과 달리기 시간에 따른 내외측회전 반복측정결과

집단 내			F			P		
			E1	E2	E3	E1	E2	E3
달리기 시간	Linear	달리기 시간	.077	.076	.044	.788	.789	.838
		Quadratic	.413	1.532	2.504	.536	.247	.148
	Linear	달리기 시간*근지구력	.043	.897	.226	.959	.441	.802
		Quadratic	.398	.741	1.548	.683	.504	.264
집단 간	근지구력		.401	.596	.054	.681	.571	.948

것으로 나타났다.

보통 집단에 있어서는 달리기 시간에 따라 각각 평균 12.2±1.47deg, 12.3±2.17deg, 그리고 12.5±1.16deg를 보이면서 달리기 시간에 따라 큰 차이는 없지만, 내측 회전된 상태에서 착지하는 것으로 나타났다.

높은 집단에서도 달리기 시간에 따라 큰 차이를 보이지 않았지만, 낮은 집단과 보통 집단보다 다소 내측 회전의 움직임이 큰 특성을 보였고, 피험자 간에 많은 편차를 보였다.

이시순간에 대한 변화를 살펴보면, 모든 집단이 내측회전된 착지 자세에서 이지시에는 외측회전된 자세로 변화되는 특성을 보였다. 낮은 집단은 5분에서 평균 7.4±4.46deg를 보였지만, 40분에서는 평균 3.7±1.92deg로 다소 작은 외측회전의 움직임을 보였으나, 60분에서는 평균 6.6±2.17deg로 다시 외측회전의 움직임이 커지는 특성을 보였다.

보통 집단은 달리기 시간에 따라 평균 8.3±2.43deg, 평균 8.7±2.61deg, 평균 8.6±1.18deg로 유사한 외측회전의 움직임을 보였고, 높은 집단에서는 5분에서는 평균 6.8±3.57deg, 40분에서는 평균 6.3±2.08deg, 그리고 60분에서는 평균 6.3±7.47deg로 달리기 시간에 따라 큰 차이를 보이지 않았지만, 낮은 집단과 보통 집단보다는 다소 작은 외측회전의 움직임을 보였다.

스윙 국면의 추진기를 나타낸 E3에서의 변화를 보면, 낮은 집단은 달리기 시간에 따라 각각 평균 0.4±1.86deg, 1.7±2.61deg, 0.1±4.74deg로 내측회전의 움직임을 보였으며, 높은 집단에서도 달리기 시간에 따라 유사한 내측회전의 결과를 보였다. 그러나 보통 집단에서는 5분에서 평균 1.4±1.97deg의 내측회전, 40분에서는 평균 2.8±2.56deg의 외측회전, 그리고 60분에서는 평균 2.6±1.55deg의 외측회전의 움직임을 보여, 낮은 집단과 높은 집단의 내측회전을 보인 것과 달리 40분

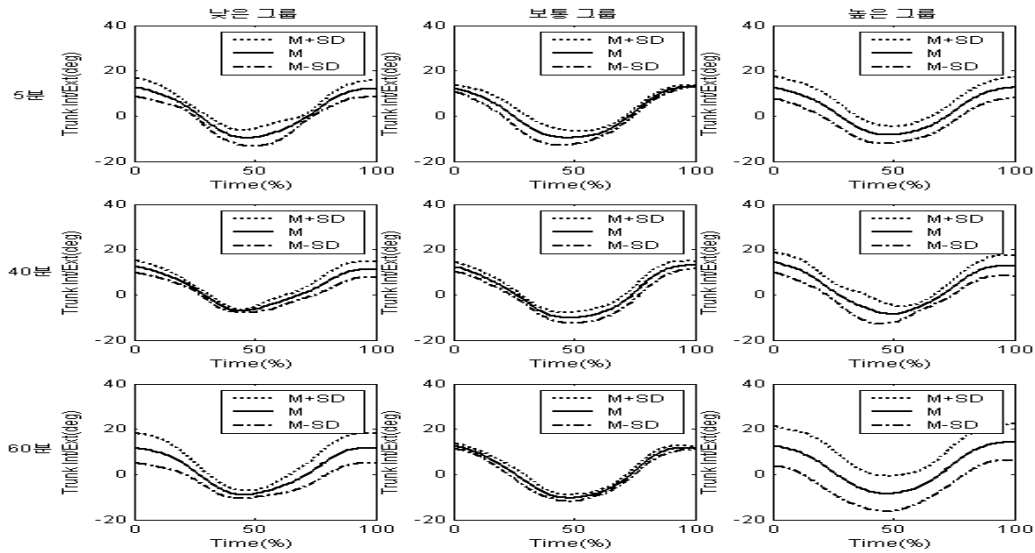


그림 4. 달리기 시간에 따른 몸통의 내·외측회전의 움직임 변화.

과 60분에서 외측회전의 값을 보여 상반되는 움직임이 일어나는 결과를 보였다.

그러나 <그림 4>에서 볼 수 있듯이, 보통 집단은 달리기 시간에 따라 유사한 형태를 보이고 있지만, 내측회전의 움직임이 다소 큰 특성을 보이고 있고, 낮은 집단도 달리기 시간에 따라 외측회전보다 내측회전의 움직임이 큰 특성을 보였지만, 60분에서는 피험자 간에 많은 편차를 보이면서 외측회전보다 내측회전의 움직임이 크게 나타났다. 높은 집단에 있어서는 낮은 집단과 보통 집단과 달리 달리기 시간에 따라 피험자 간에 많은 편차를 보이면서 외측회전과 내측회전의 움직임이 커지는 특성을 보이고 있다.

IV. 논의

달리기 시 상해를 발생시키는 요인은 달리기 속도, 일정한 기간 동안 훈련 빈도, 장비, 달리는 표면 등과 같은 외적 요인(extrinsic factors) 뿐만 아니라 개인의 신체적 특징, 심리적 특성, 오래 달리기로 인한 피로와 같은 내적 요인(intrinsic factors) 등이 상해를 유발시키는 것으로 보고하고 있다(Elliott & Ackland, 1981; Paavolainen et al., 1999; Stergiou, Bates, & James,

1999; Taunton et al., 2002). 특히 Brown, Sinacore & Host(1995)에 의하면, 상해 요인에 영향을 주는 내적 요인 가운데 하지(lower extremity)의 근력이나 근지구력이 약화되었을 때, 낙상의 위험(fall risk)에 쉽게 노출될 뿐만 아니라, 보행 속도나 계단 오르기 능력, 그리고 자세를 유지하는 능력이 저하되는 것으로 강조하였다. 이 연구는 달리기 시간 증가에 따라 피로가 가중된 상태에서 하지 근지구력과 몸통의 움직임 변화를 3차원 측면에서 분석하였다.

이 연구 결과에 따르면, 몸통의 내전과 외전, 그리고 내측회전과 외측회전의 움직임은 집단내와 집단간 모두에서 달리기 시간과 근지구력의 상호작용결과에서 차이가 없는 것으로 나타났다. 그러나 몸통의 굴곡과 신전의 움직임에 있어서, 이지와 스윙 국면의 추진기에 있어서는 집단 내에서 달리기 시간에 따라 통계적으로 선형적인 차이($p < .01$)를 보이면서 달리기 시간이 증가함에 따라 신전의 변화가 커지는 특성을 보였으나, 집단 간에서는 통계적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았다.

몸통의 신전 변화가 커지는 것에는, 두 가지 관점에서 살펴 볼 수 있다. 첫 번째, Carlson et al. (1988), Brown et al. (1995), Schache et al. (1999), Schache et al. (2002) 등의 연구에 의하면, 걷기, 조깅, 달리기와

같은 움직임에 있어서 상체의 신전 변화는 척추(spine) 주위를 둘러싸고 있는 척추기립근에 의해서 이루어지는데, 이 근육의 약화는 몸통의 신전 변화를 초래하는 것으로 보고하였다.

두 번째, Perry(1992)와 Ferber(2002)는 이동 시 스윙 국면에서 무릎이 전방으로 나갈 때, 주동근인 대퇴사두근(quadriceps)이 약화되면, 길항근인 가자미근(soleus)의 수축작용이 증가하게 됨으로서 상체는 이를 제어하기 위해 몸통의 굴신변화가 이루어진다고 하였다. 이 연구에서 달리기 시간이 증가함에 따라 몸통의 굴곡과 신전의 움직임 변화가 크게 나타나는 이유는 척추기립근의 약화에 따른 원인으로 판단된다. 달리기 속도가 빠를수록 상체가 신전되어 전경자세가 된다는 선행 연구(Elliot & Blanksby, 1979; Thorstensson et al., 1984; Bhambbani & Singh, 1985; William, 1985; Mero, 1987; Carlson et al., 1988; Atwater, 1990; Seyfarth et al., 2002)들과 다른 결과를 보이는 이유는 본 연구의 피험자들은 고정된 속도로 달리기 이루어졌기 때문이라고 할 수 있다.

V. 결론

이 연구는 오래 달리기 시 하지 근지구력 차에 따라 나타나는 신체적인 변화를 분석하여 달리기 시 효율성을 역학적 접근을 통해 구명하는데 있다. 이를 위해 하지 근지구력을 사전 측정하여, 전체 일량의 크기에 따라 세 집단으로 분류(낮은 집단, 보통 집단 그리고 높은 집단)하였으며, 각 집단별 모든 대상자는 7.4km/h의 고정된 속도에서 트레드밀 위에서 달리도록 하였다. 달리기 시 몸통의 운동학적 특성을 분석하기 위해 ProReflex MCU(Qualysis, Sweden) 카메라를 이용하여, 달리기 시작 5분과 40분, 그리고 60분에서 각각 샘플링 분석하였다. 통계적 검증은 통계 프로그램 SPSS 11.0으로 하지 근지구력 하위집단의 달리기 시간에 따른 평균 차이를 알아보기 위해 Repeated Measure Anova를 사용하였고, 이때의 가설수락 기준은 $\alpha=0.05$ 으로 설정하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1) 몸통의 굴곡과 신전의 움직임에 있어서는 이지와 스윙 국면의 추진에서 집단 내 달리기 시간에 따라 통계적으로 선형적인 차이를 보였다.

2) 몸통의 내전과 외전 그리고 내, 외측회전에 있어서는 집단 내 달리기 시간에 따라 통계적인 차이를 보이지는 않았다.

이상의 결과를 종합해 보면, 오래 달리기 시 근지구력에 따라 몸통의 움직임에서 차이가 있는 것으로 나타나 달리기 시간에 따라 근지구력도 economy의 효율성에 관여하는 것으로 보여 진다.

참 고 문 헌

- 국민생활체육협의회 (2003). 2003 체육백서, 119-125.
- 김천영, 박병권 (1994). 자세의 변화에 따른 요추신근의 활성화도에 관한 연구. **대한재활의학학회지**, 18(1), 136-141.
- 류지선 (2001). 오래달리기 시 피로가 생체역학적 요인에 미치는 영향. **한국체육학회지**, 40(4), 1011-1025.
- 류지선, Joseph Hamill (2003). **운동역학실험**. 대한미디어, 139-152.
- 박영한 (1997). 근육 근막 장애가 자세균형에 미치는 시각적 분석. **대한물리치료학회지**, 9(1), 177-184.
- 박종진, 유승원, 김대수, 김현주 (2001). 시각장애아의 슬관절 등속성 근력 및 근지구력에 관한 연구. **한국특수체육학회지**, 9(1), 131-140.
- 배성수, 김태운, 정현애 (1999). 골반의 운동학적 고찰. **대한물리치료학회지**, 11(2), 93-102.
- 윤태식, 김애경, 김주섭, 신정순 (1991). 슬관절 등철성 수축시 우력양상과 심혈관계에 미치는 영향. **대한재활의학학회지**, 15(4), 387-397.
- 안 목, 영인혁, 김형수, 김은영, 이해정, 배성수 (2004). 고관절조정수기가 골반균형과 경부운동범위에 미치는 영향. **대한물리치료학회지**, 16(4), 711-724.
- Atwater, A.E. (1990). Gender difference in distance running. In *Biomechanic of distance running*(edited by P.R Cavanagh), Champaign, IL: Human Kinetics.

- Bennell, K.L., & Crossley, K. (1996). Musculoskeletal injuries in track and fields: Incidence, distribution and risk factors. *Australian Journal of Science and Medicine in Sport*, 28, 69-75.
- Bhambhani, Y., & Singh, M. (1985). Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 211-217.
- Bickham, D., Young, W., & Blanch, P. (2000). Relationship between a lumbopelvic stabilization strength test and pelvic motion in running. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9, 219-228.
- Carlson, H., Thorstensson, A., & Nilson, J. (1988). Lumbar back muscle activity during locomotion : Effects of voluntary modifications of normal trunk movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 133, 343-353.
- Carter, H., Jones, A.M., Barstow, T.J., Burnley, M., Williams, C.A., & Doust, J.H. (2000). Oxygen uptake kinetics in treadmill running and cycle ergometry: a comparison. *Journal of Physiology*, 89, 899-907.
- Cavanagh, P.R., & Safortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J Biomech*, 13, 397-406.
- Dalichau, S., Scheele, K., Ressedorf, C., & Huebner, J. (1998). Kinematic gait analysis with special attention to the lumbar spine and pelvis. *Deutsche Zeitschrift Fur Sport medizin*, 49, 340-346.
- David, A.W. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, Inc
- Dvir, Z. (1995). Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications. Mary Law.
- Elliott, J. (1978). Assessing muscle strength isokinetically. *J Am Med Association*, 240, 2408-2420.
- Elliott, B.C., & Blanksby, B.A. (1979). The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11, 322-327.
- Ferber, R. (2002). Reactive balance adjustments to unexpected perturbations during human walking. *Gait and Posture*, 16(3).
- Geraci, M.C. (1996). Overuse injuries of the hip and pelvis. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 6, 5-19.
- Hayes, P.R., Bowen, S.J., & Davies, E.J. (2004). The relationships between local muscular endurance and kinematic changes during a run to exhaustion at vVO₂max. *Journal of Strength Con Res*, 18(4), 898-903.
- Holmes, J.R., & Alderink, G.J. (1984). Isokinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstring muscles in high school students. *Physical Therapy*, 64, 914-918.
- Hof, A.L., Nauta, J., van der Knaap, E.R., Schallig, M.A.A., & Struwe. D.P. (1993). Calf muscle work and segment energy changes in human treadmill walking. *Journal of Electromyogr Kinesiol*, 2, 203-216.
- Kram, R., & Taylor, C.R. (1990). Energetic of running: a new perspective. *Nature*, 346, 265-267.
- Lamoth, C.J., Meijer, O. G., Wuisman, P.I., van Dieen, J.H., Levin, M.F., Beek, P.J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine* 27, 92-99.
- Macera, C. (1992). Lower extremity injuries in runners: advances in prediction. *Journal of Sports Med*. 13, 50-57.
- Marder, R.A., & Lian, G.J. (1997). Sports injuries of the ankle and foot. New-York: Springer.
- Martin, P.E. (1985). Mechanical and physiological responses to lower extremity loading running. *Medicine and Sciecn in Sports &*

- Exercise*, 17(4), 427-433.
- Meinder, M., Gitter, A., & Czerniecki, J.M. (1998). The role of ankle plantar flexor muscle work during walking. *Scand Jour Rehabil Med*, 30, 39-46.
- Mero, A. (1987). Electromyographic activity, force and anaerobic energy production in sprint running with special reference to different constant speeds ranging from submaximal to supramaximal. *studies in sport, physical education and health* 24, University of Jyväskylä Finland.
- Nigg, B.M., Khan, A., Fisher, V., & Stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine Science Sports Exercise*, 30(4) 550-555.
- Nigg, B.M., & Bobbert, M. (1990). On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *Journal of Biomechanic*, 23, 3-12.
- Novachek, T.F. (1998). The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7, 77-95.
- Paavolainen, L., Hakkinen, K., Hamalainen, I., Nummela, A., & Rusko, H. (1999). Explosive strength training improves 5 km running time by improving running economy and muscle power. *Journal of Applied Physiology*, 86(5), 1527-1533.
- Perry J. (1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, New Jersey, Slack, Inc. 89-110
- Schache, A.G., Benell, K., Blanch, P., & Wrigley, K. (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., & Murphy, T. (2000). Relation of anterior pelvis tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 279-283.
- Schache, A.G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, K., & Benell, 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, K., & Benell, K. (2003). Differences between the sexes in the three-dimensional angular rotations of the lumbo-pelvis-hip complex during treadmill running. *Journal of Sports Sciences*, 21, 105-118.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Gunther, M., & Blickan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics*, 35, 649-655.
- Stellar, D., Peter, B., Robert, W., & Theo, M. (2001). Coordination between arm and leg movements during locomotion. *Journal of Motor Behavior*, 33, 86-103.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., & Zumbo, B.D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br Jour of Sports Med*, 36, 95-101.
- Thorstensson, A., Nilson, J., Carlson, H., & Zomlefer, M.R. (1984). Trunk movement in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121, 9-22.
- Travell, J.G., & Simons, D.G. (1999). *Myofascial pain and dysfunction. The Trigger Point Manual*(2 Volume Set), Williams & Wilkins.
- Van Mechelen, W. (1995). Can running injuries be effectively prevented? *Sports Med*, 19, 161-165.
- Walter, S.D., Hart, L.E., McIntosh, J.M., & Sutton, J.R. (1989). The Ontario cohort study of running-related injuries. *Arch Intern Med*, 149, 2561-2564.
- Whittle, M.W., & Levine, D. (1999). Three-dimensional relationships between the movements of the

pelvis and lumbar spine during normal gait.
Human Movement Science, 18, 681-692.

- Williams, K.R. (1985). The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Med Sci Sports Exerc*, 17, 317-325.
- Winter, D.A. (1990). Biomechanics and motor control of human movement (2nd Ed.), New York, NY: John Wiley & Sons, Inc.
- Youdas, J.W., Carrett, T.R., Harmsen, S., Suman, V.J., & Carey, J.R. (1996). Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy*, 76, 1066-1081. ABSTRACT

투 고 일 : 4월 30일

심 사 일 : 5월 14일

심사완료일 : 5월 31일