

달리기 시 속도 증감에 따른 지지국면에서 발 분절 움직임 분석

류지선¹

¹ 한국체육대학교 생활체육대학 운동건강관리학과

Effects of Running Speed on the Foot Segments Motion at the Stance Phase

Ji-Seon Ryu¹

¹Department of Health & Exercise Science, College of Sport for Life, Korea National Sport University, Seoul, Korea

Received 27 January 2012; Received in revised form 3 February 2012; Accepted 10 March 2012

ABSTRACT

The aim of the present study was to investigate effect of running speed conditions on the kinematic pattern of the metatarsus, mid-foot, calcaneus. Twenty-two healthy young adults were made to run on treadmill at three different running speeds(normal speed, 9.2; slow speed, 7.4; fast speed, 11.1km/hr.) and the trajectories of the 10 reflective markers for each subject were recorded by an eight-camera motion capture system at 200 Hz. Three-dimensional angles for the foot segment in the support phase during running were calculated according to Euler's technique. Results showed that running speed did not affect the peak of the dorsi/plantar flexion, inversion/eversion, and adduction/abduction or their range of motion for each foot segment. However, when the running speed was fast, significant differences were found in the peak of the plantar flexion, eversion, and adduction and ROM(range of motion) of the dorsi/plantar flexion, inversion/eversion, and adduction/abduction between the foot segments, metatarsus, mid-foot, and calcaneus. It was proposed that the foot segment should be analyzed from a multi-segment system point of view on the basis of anatomical reference during locomotion.

Keywords : Running Speed, Metatarsus, Mid-foot, Calcaneus

I. 서 론

신체의 이동 운동은 한 발이 지면에 접촉하는 순간부터 동일한 발이 다시 지면에 접촉하는 순간까지의 주기(cycle)인, 스트라이드(stride)에 의해 이루어진다. 스트라이드에 의해 결정되는 거리는 스트라이드 길이와 분당 스트라이드 수인 스트라이드 율에 의한 것이다. 따라서 이동 운동의 속도는 스트라이드 율과 스트라이드 길이 사이의 관계의 결과라 할 수 있다. 이들 두 요인은 서로 상반적인 관계를 지니고 있다. 즉 스트라이드 길이

가 증가하면 스트라이드 율은 감소하고 반대로 스트라이드 길이가 감소하면 스트라이드 율이 증가한다. 신체 이동운동은 이들 두 요인의 적절한 결합에 의해 이루어지며, 이동운동의 속도 증감은 이들 두 요인을 변화시키는 것으로 알려져 있다(Dillman, 1975; Williams, 1985).

이동운동의 스트라이드는 지지국면과 비 지지국면으로 나누며, 지지국면은 발이 지면에 접촉해 있는 순간으로 신체를 이동시키는 동력을 얻는 국면으로 이 순간의 주체는 지면을 접촉하는 발이라 할 수 있다. 신체 이동운동의 주체인 발은 다 관절 메카니즘을 가지고 있으며, 이는 이동운동 시 지면과 하지 사이의 상호작용을 담당하는 부분으로 하지와 지면 사이의 중요한 역학적 역할을 하고 있다(Leardini, et al., 2007; Leardini, Benedetti, Catani, Simoncini & Giannini, 1999). 즉 이동운동 시 지면에 대해 발에 의해 발휘되는 작용력은 추진과 균형 조절을 위해 제공되

Corresponding Author : Ji-Seon Ryu

Department of Health & Exercise Science, College of Sport for Life, Korea National Sport University, 88-15 Oryun-Dong, Songpa-Gu, Seoul, Korea.

Tel : +82-2-410-6822 / Fax : +82-2-418-1877

E-mail : jiseon@knsu.ac.kr

는 반작용력에 의한 반력이다(Nilsson & Thorstensson, 1989).

꾸준한 상태의 속도유지보다 더 빈번하게 요구되는 일상생활 뿐만 아니라 특정 훈련에서 활용되는(Peterson, Kautz & Neptune, 2011) 이동 운동의 가속과 감속 상황에서 발의 움직임의 변화를 운동학적으로 관찰하는 것은 에너지 소비를 간접적으로 추측하는 수단뿐만 아니라(Keith, 1990) 가속과 감속 이동의 메커니즘에 대한 보다 큰 통찰력을 파악하는 작업이라 하겠다.

그동안 이동 속도에 따른 발의 움직임에 관한 연구를 깊어 보면 Dubbeldam, Buurke, Simons, Groothuis-Oudshoorn and Baan(2010)은 14명의 건강한 대상자를 이용해 선호 속도와 선호 속도의 75 %, 50 %를 걷는 상태에서 시간 변인과 발과 발목 관절 운동학을 관찰한 연구에서 보행 속도는 발과 발목 운동학에 유의하게 영향을 미쳤다고 보고했다. 이 결과 발과 발목의 병적 이상이 발과 발목의 운동학에 미치는 것에 대한 이해를 도모하기 위한 연구목적에서는 보행 속도를 반드시 고려해야 한다고 주장했다. Rosenbaum, Hautmann, Gold and Claes(1994)는 보행 속도가 증가함에 따라 발분절의 외측 전족과 중족 내에 유의한 감소를 보였으나, 내측 전족과 뒤꿈치 아래 피크 압력은 유의하게 증가했다고 보고했다. Morag and Cavanagh(1999)는 보행 시 발의 첫째 중족 분절의 운동 범위는 엄지발가락 밑의 피크 압력과 관련 된다 보고했다.

그밖에 몇몇 연구들은 보행 속도가 발목 관절을 포함하여 하지 운동학 및 운동역학에 미치는 영향을 보고했다(Chiu & Wang, 2007; Lelas, Merriman, O'Riley & Kerrigan, 2003; Rosenbaum, Hautmann, Gold & Claes, 1994).

이상에서 살펴본 바와 같이 이동운동 시 속도가 발분절의 운동역학적 변인에 미치는 영향을 관찰하고 있지만, 이동운동 중에서도 보행 동작에 대해 집중적으로 이루어져 이동 속도가 보다 크고 충격력이 보다 크게 작용하는 주행 동작을 파악하는 데는 미흡한 실정이다. 또한 이동운동 시 발의 움직임에 대한 연구는 많이 이루어지고 있지만 발 분절을 하나의 강체로 간주해 분석된 연구들이 많아 발의 해부학적 경계를 통한 전족, 중족, 후족 분절의 구체적인 운동학 정보를 규명하는 실제적인 발의 움직임을 관찰하는 데는 한계가 있다. 발 분절에 대하여 특정 분절을 운동학적으로 규명하는 것은 정상 발과 병리학적인 발의 기능과 다양한 발의 장애 수준을 구별하고, 임상적인 성과를 정량화하기 위해 근본적으로 필요한 일이지만, 무엇보다도 이동 운동 시 족부와 지면과의 상호작용을 운동역학적 관점에서 고찰하는 중요한 목적이기도 하다(Scott & Winter, 1991). 따라서 이동운동 시 발의 3분절에 대한 움직임을 파악하는 것은 발 기능에 대한 정량적 혹은 정성적 참고 자료를 설정하기 위해 필요한 연구라 할 수 있다.

이에 본 연구는 달리기 시 속도의 증감에 따라 발의 전족(metatarsus), 중족(mid-foot), 후족(calcanus) 분절의 3차원 움직임의 변화 양상을 분석해 비교하고자 했다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참여한 대상자는 실험 참여 동의서를 받은 남자 22명으로 이들은 발에 어떠한 상해를 경험하지 않은 후족 착지형을 지닌 자들이며, 이들의 신체적 특징과 실험정보는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Characteristics of subjects and experimental conditions

Height (cm)	Mass (kg)	Age (yrs.)	Normal Speed(km/h)	Slow speed (km/h)	Fast speed (km/h)
172.5	69.3	22.0	9.2	7.4	11.1
± 7.7	± 7.7	± 2.4	± 0.9	± 0.7	± 1.1

2. 실험 절차

우선 실험에 참여한 각 대상자들의 선호 주행 속도를 관찰한 후 실험 조건으로 선호속도(정상 주행 속도), 선호 속도의 120%(빠른 주행 속도), 선호 속도의 80 %의 주행 속도(느린 주행 속도)를 결정한 후 이들 3가지 조건에서 맨발로 트레이드 밀(Cosmed p170de, Italy) 주행 실험을 실시했다. 선호 주행 속도는 트레이드 밀 위에서 대상자가 달릴 때 트레이드 밀의 속도 증감을 반복해 대상자가 가장 편하다고 느끼는 속도를 선정했으며, 이런 과정을 3번 반복해서 얻은 속도를 평균해 선호 주행 속도로 설정했다<Table 1>

주행 시 발 분절의 3차원 움직임을 관찰하기 위해 적어도 2대 이상의 카메라가 피험자 오른발이 모두 촬영되도록 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Switzerland)를 트레이드 밀 주변에 설치했으며, 카메라는 컴퓨터에 연결해 지정된 프로그램에 의해 초당 200 Hz로 작동하도록 했다. 알려진 4개의 마커를 갖고 있는 L-프레임 강체는 트레이드 밀 뒤쪽 오른쪽에 놓아 전역 좌표 시스템(room coordinate system)으로 활용했으며, 이 때 축 방향은 상방 수직 쪽을 +Z, 운동방향 쪽을 +Y, +Y에서 +Z 방향으로 크로스(cross)한 쪽을 좌우 운동 방향인 +X 축으로 설정했다. 발 분절에 대한 지역 좌표축 x, y, z는 전역 좌표와 같은 방향에 설정했다. 발의 후족(calcanus), 중족(mid-foot), 전족(metatarsus) 3분절의 3차원 운동학적 정보를 얻기 위하여 반사 마커는 해부학적 특성을 고려해 종골 후면의 위 중앙 돌기, 재 거들기의 가장 내측 첩, 발 비골 결절의 외측 첩, 주상골의 조면의 가장 내측 정점, 다섯 번째 중족 관절의 기부, 두 번째 중족 관절의 기부, 첫째 중족의 기부, 첫째 중족골 두, 두 번째 중족 관절 두, 다섯 번째 중족 관절 골두 등에 10개를 부착했 <Figure 1>.

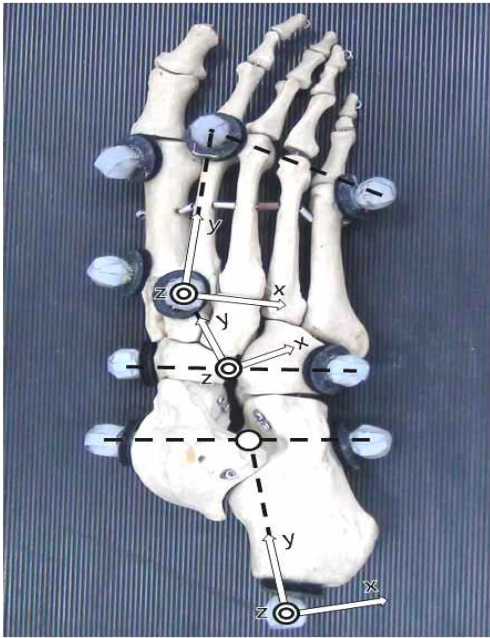


Figure 1. Markers placement and coordination set-up

모든 대상자들에 대해 실제 주행에 앞서 발 분절에 대한 기준 방향을 설정하기 위해 발의 장축을 전역 좌표의 전후 축에 정렬한 상태에서 3초 동안 서 있는 자세(standing calibration)를 촬영했다. 각 대상자별로 대상자 내 자료의 Variability를 최소화하기 위한 목적으로 자료 획득은 각 주행 조건별 무작위로 시도되었으며, 최소한 10번의 지지 오른발을 분석해 그 중에서 평균에 가장 가까운 오른발 하나를 선정해 분석했다. 실험에 앞서 모든 대상자는 실험 상황에 적응하기 위한 목적으로 충분한 연습(warm-up)시간이 주어졌다.

3. 자료 분석 및 처리

획득된 자료는 4차 Butterworth 반복 필터를 이용해 저역 필터링했으며, 이때 Cut-off 주파수 결정은 신호와외의 99%수준을 각 신호 특성의 대표 값으로 간주해 준거로 사용했다(Stergiou, Giakas, Byrne & Pomeroy, 2002). 그러나 스탠드 캘리브레이션(standing calibration) 자료는 필터링하지 않고 평균값을 이용했다.

발 분절의 3차원 각 계산을 위해 우선 발 분절에서 얻은 캘리브레이션 자료를 평균했으며, 이를 이용해 발 분절의 지역 좌표 방향을 정의하는 i, j, k 단위 벡터를 계산했다. 계산된 값은 역 행렬로 전환하여 전역좌표에 적(積)해 PCS(provisional coordinate system)에 설정했다. 발의 후족각의 지역 단위벡터는<Figure 1>과 같이 축 기준은 종골 후면의 위 중앙 돌기 마커에 설정했으며, j 벡터 크기는 재거돌기의 가장 내측 첩과 비골 결절의 외측 첩 마커의 중간점과 종골 후면의 위 중앙 돌기 마커사이로, 벡터 k 는 j 벡터에서 재거돌기의 가장 내측 첩 마커에서 종골

후면의 위 중앙 돌기마커 크기를 크로스해서 얻었고, i 벡터는 j 에서 k 를 크로스해서 얻었다. 이런 방법으로 중족과 전족의 지역 벡터도 구했다. 중족의 축 기준은 비골 결절의 외측 첩과 재거돌기의 가장 내측 첩의 중간점을, 전족의 축 기준은 두 번째 중족 관절의 기부에 설정했다. 실제 달리기 시 발 분절 움직임에 대한 지역 단위 벡터도 이런 캘리브레이션 절차와 같은 방법을 통해 산출했으며, 산출된 값은 이미 얻은 PCS에 다시 적해 이를 활용해서 분절의 오일러(Euler) 각 정의에 이용했다.

각기 다른 3가지 조건의 달리기 속도 하에서 지지 구간 발의 전족, 중족, 후족의 3차원 각의 최대 값, 움직임 범위(ROM)에 대한 통계적 유의 수준을 결정하기 위해 One-way ANOVA 기법이 적용되었으며, 이 때 유의 수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정했다.

III. 결 과

전술한 방법에 의해 트레이드 밀 달리기 시 속도의 증가에 따라 지지 구간에서 발의 전족(metatarsus), 중족(mid-foot), 후족(calcaneus) 분절의 3차원 움직임의 양상별 그래프는<Figure 2 > 4>에 나타냈으며, 이들 분절들의 평균 최대값과 움직임 범위는 <Table 2>에 제시되었다. 이들 값들에 대한 발 분절 내, 분절 간의 통계적 유의 검정 결과는<Table 3>에 나타냈다.

이들 결과에 의하면, 발 후족 분절의 최대 평균 배측 굴곡은 느린 속도 달리기에서 6.1° , 정상 속도 달리기에서 6.4° , 빠른 달리기 속도에서 6.6° 씩 증가 추세를 보였으나, 통계적으로 유의한 수준은 보이지 않았다. 중족과 전족의 최대 배측 굴곡 각 역시 속도 증가에 따라 증가 추세를 보였지만, 역시 유의한 통계적 차이는 보이지 않았다. 한편 발이 지면에서 이지는 순간에 나타나는 후족의 최대 저측 굴곡 각은 느린 속도 달리기에서 평균 56.5° , 정상달리기 속도에서는 54.0° , 빠른 달리기 속도에서는 56.7° 을 보였다. 중족의 최대 저측 굴곡 각은 속도의 증가에 따라 59.8° , 57.5° , 60.5° 로 후족보다 증가 양상을 보였으며, 이런 증가 현상은 원위 분절로 갈수록 커졌으나 분절 내 유의한 통계 차이는 없었다. 여기서 통계적인 유의한 차이는 없지만 특징적인 것 중에 하나는 발의 3분절 평균 최대 저측 굴곡 각은 정상속도 달리기에서 가장 적은 움직임을 보였다. 발의 최대 배측과 저측 운동에 의해 결정되는 발 분절 굴곡의 범위는 달리기 속도의 증가에 따라 후족에서 전족으로 갈수록 증가 추세를 보였으나, 이 또한 유의한 통계치는 보이지 않았다. 발의 3 분절 굴곡의 범위 또한 최대 저측 굴곡각과 같이 정상 달리기 속도에서 가장 적은 값을 보였다. 이상과 같이 달리기 속도 증가에 따라 동일 발 분절 내 최대 배측 굴곡, 최대 저측 굴곡, 굴곡 움직임 범위에서 유의한 통계적 값은 보

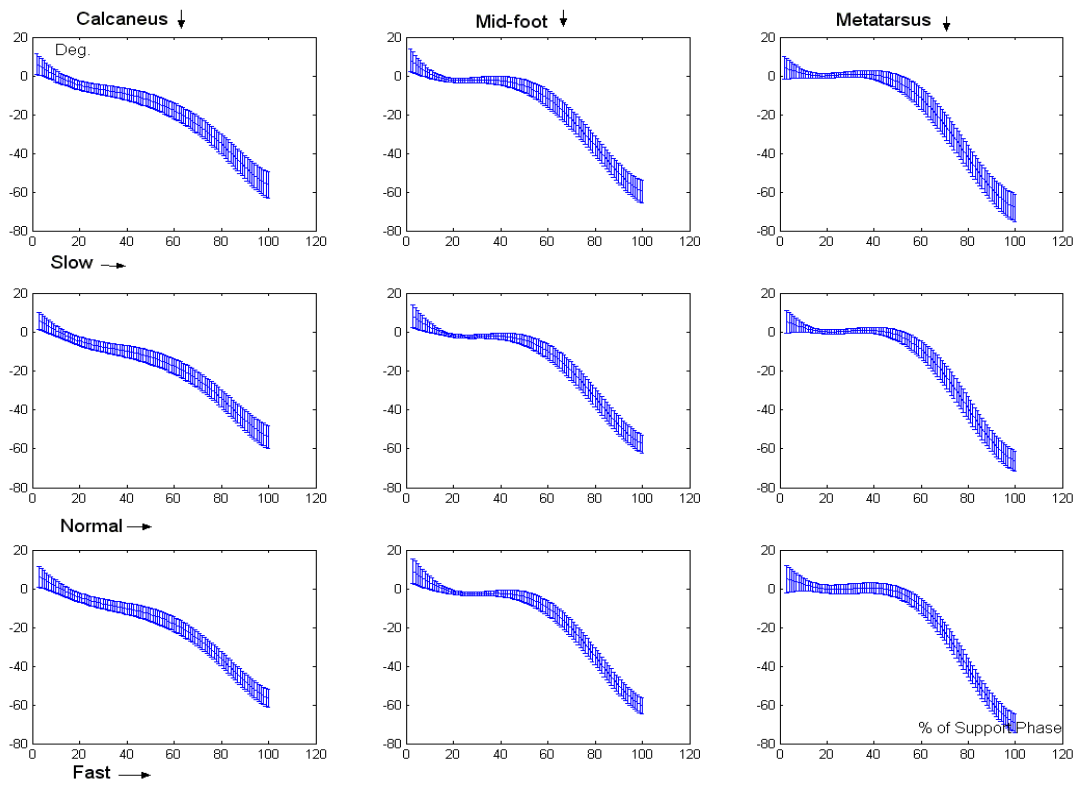


Figure 2. Ensemble of dorsi/plantar flexion.

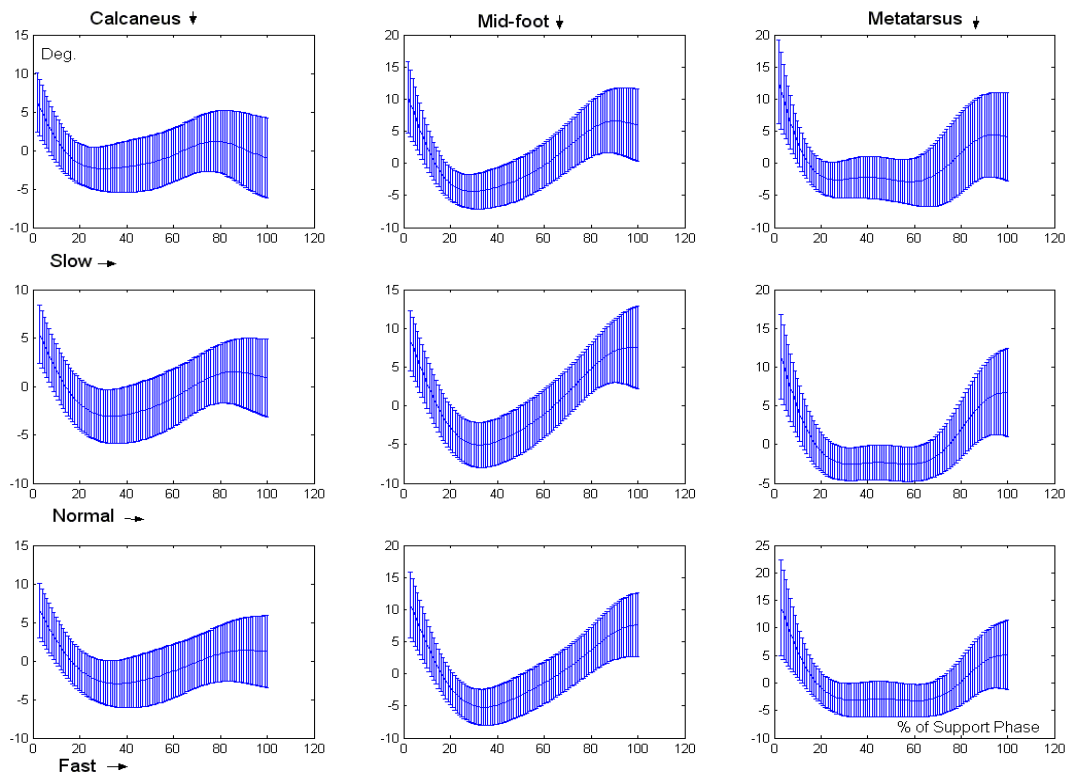


Figure 3. Ensemble of inversion/eversion.

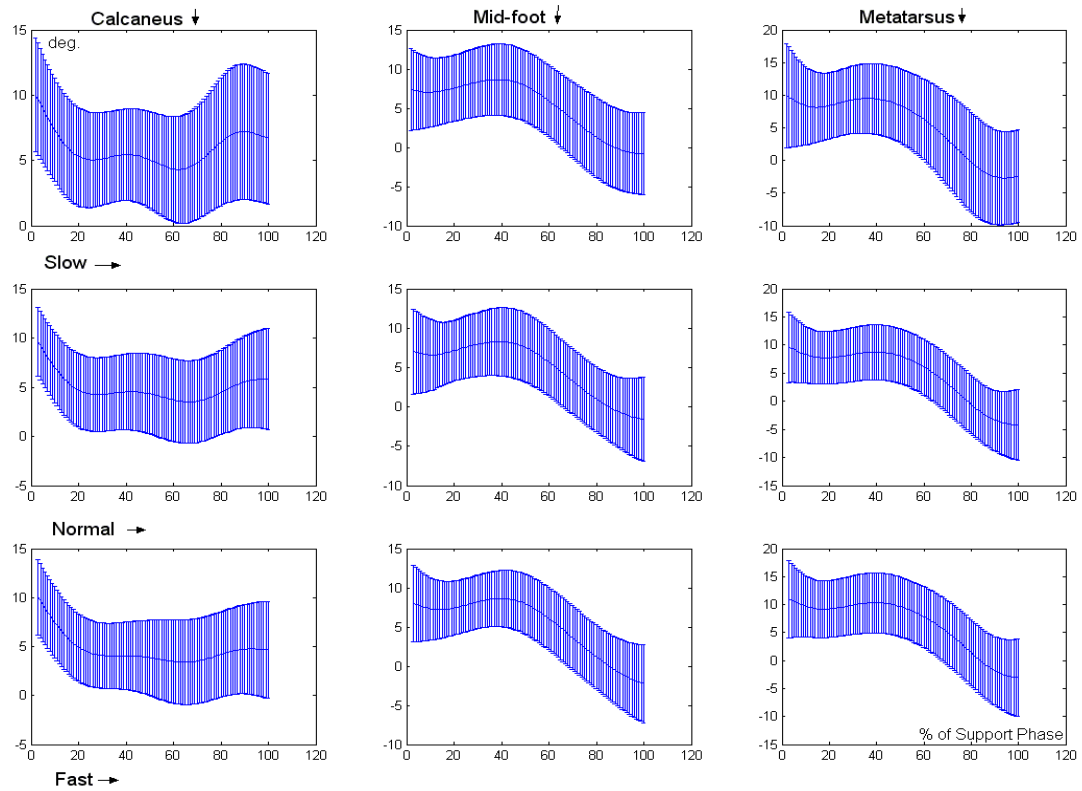


Figure 4. Ensemble of adduction/abduction

Table 2. *Mean*(*SD*) of movement angles selected for each foot segment by running speed conditions

(unit: deg.)

	calcaneus			mid-foot			metatarsus		
	slow	nomal	fast	slow	normal	fast	slow	normal	fast
Dorsi/plantar flex. ROM	62.6(8.3)	60.5(6.9)	63.4(6.5)	67.8(9.8)	66.2(8.1)	70.3(8.3)	73.4(9.1)	73.1(7.4)	76.3(7.8)
Dorsi/fl. Max	6.1(5.1)	6.4(4.5)	6.6(5.6)	8.0(5.6)	8.7(6.2)	9.7(7.0)	5.3(4.6)	6.7(4.7)	6.7(5.9)
Plantar. Max	-56.5(6.7)	-54.0(5.9)	-56.7(4.6)	-59.8(5.8)	-57.5(4.5)	-60.5(4.1)	-68.1(7.0)	-66.4(5.3)	-69.5(4.7)
Eve/Inv. ROM	10.1(2.7)	9.5(2.2)	10.6(2.5)	16.2(4.4)	15.8(3.9)	17.6(4.3)	18.0(6.1)	16.0(4.3)	19.3(7.3)
Eversion Max.	6.4(3.7)	6.0(3.1)	7.1(3.5)	11.6(5.0)	10.7(4.5)	12.2(5.0)	13.5(5.4)	12.8(4.6)	15.3(8.3)
Inversion Max.	-3.7(3.4)	-3.4(2.8)	-3.5(3.1)	-4.5(2.6)	-5.1(2.9)	-5.3(2.8)	-4.5(3.3)	-3.2(2.0)	-4.0(2.8)
Abd/add. ROM	7.1(2.5)	7.6(2.5)	7.9(2.3)	10.3(2.6)	11.2(3.2)	12.0(2.5)	14.9(4.0)	15.7(3.8)	16.5(3.9)
Abd. Max	10.4(4.3)	10.2(3.5)	10.2(3.8)	9.0(4.6)	9.0(4.4)	9.5(3.8)	11.3(6.1)	10.8(5.5)	12.9(5.7)
Add. Max.	3.2(3.9)	2.5(3.9)	2.3(4.2)	-1.3(5.2)	-2.1(4.6)	-2.5(4.6)	-3.5(7.4)	-4.9(5.4)	-3.5(6.4)

Table 3. F-values and their significant level of within and between foot segments by running speed conditions

	Calcaneus(ca)	Mid-foot(mid)	Metatarsus(met)	Slow(s)	Normal(n)	Fast(f)
	s:n:f	s:n:f	s:n:f	ca.:mid.:met	ca.:mid.:met	ca.:mid.:met
Dorsiflx. Max	.1(0.929)	.4(.671)	.59(.559)	1.6(.209)	1.2(.297)	1.7(.186)
Plantarflx. Max	1.4(0.251)	2.3(.108)	1.6(.199)	18.2(.000)	31.5(.000)	46.4(0.000)
Dorsi/plantr flex. ROM	.9(.403)	1.1(.317)	1.0(.362)	7.8(.000)	15.5(.000)	15.7(.000)
Eversion Max.	.52(.599)	.5(.572)	.9(.399)	12.8(.000)	15.4(.000)	10.6(.000)
Inversion Max.	.0(.958)	.4(.618)	1.3(.275)	0.48(.618)	3.53(.035)	2.2(.110)
Inv/evsion ROM	1.0(.369)	1.0(.367)	1.6(.193)	16.9(.000)	22.7(.000)	17.9(.000)
Abduction Max.	.0(.990)	.0(.910)	.8(.446)	1.1(.317)	0.8(.425)	3.4(.037)
Adduction Max	.3(.715)	.3(.725)	.3(.735)	8.1(.000)	14.0(.000)	7.7(.001)
Add/abd. ROM	.6(.526)	2.0(.144)	.8(.447)	36.0(.000)	33.6(.000)	43.6(.000)

이지 않았다. 전족, 중족, 후족간의 발 분절 간 굴신 움직임은 최대 배측 굴곡을 제외하고 굴곡 범위, 최대 저측 운동에서 통계적으로 유의한 값을 보였다($p < .001$). 발의 동일 분절 내 후족의 최대 평균 외반은 후족에서 전족으로 갈수록 느린 속도 달리기보다 빠른 속도 달리기에서 큰 값을 보였다. 이것 역시 유의한 통계적 차이는 없지만, 모든 발의 분절은 발의 굴신 움직임과 같이 정상적인 속도 달리기가 느린 혹은 빠른 속도 달리기보다 적은 움직임의 특징을 보였다. 달리기 속도 조건별 발의 동일 분절 내 내반의 평균 최대 크기는 별다른 특징을 보이지 않았다.

발의 최대 내반과 외반에 의해 결정되는 내·외반 움직임 범위는 느린 속도 달리기 조건에서 후족은 평균 10.1° , 중족은 16.2° , 전족은 18.6° , 정상속도 달리기에서는 후족은 9.5° , 중족은 15.8° , 전족은 18.0° , 빠른 속도 달리기 조건에서 후족은 10.6° , 중족은 17.6° , 전족은 19.3° 으로 속도의 증가에 따라 원위 분절로 갈수록 내·외반 움직임은 크게 나타났으나, 유의한 통계적 차이는 없었다. 정상속도 달리기 조건에서 발의 3분절 움직임은 다른 느린 혹은 빠른 달리기 속도 조건에서보다 적은 움직임을 나타내었다. 발의 굴곡 동작과 같이 달리기 속도 증가에 따라 동일 발 분절 내 최대 내반, 최대 외반, 내·외반 움직임 범위는 통계적 차이를 보이지 않았다. 그러나 발 분절 간 전족, 중족, 후족간의 내·외반 움직임은 최대 내반을 제외하고 느린 달리기 조건뿐만 아니라 정상 달리기와 빠른 달리기 모든 조건에서 내·외반 움직임 범위, 최대 외반 운동은 통

계적으로 유의한 값을 보였다($p < .001$). 발의 동일 분절 내 후족, 중족, 전족의 최대 평균 외전과 내전은 속도 조건에서 별다른 특징과 유의한 통계적 차이는 보이지 않았다. 그러나 통계적 의미는 없지만 평균 내·외전 움직임 범위는 후족에서 전족으로 갈수록 느린 속도에서 빠른 속도로 갈수록 조금씩 증가하는 양상을 보였다. 이외는 달리 발 분절 간 3분절 간의 내·외전 움직임은 최대 외전을 제외하고, 3가지 달리기 조건 모두에서 평균 최대 내전과 내·외전 움직임 범위는 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .001$).

전반적으로 달리기 속도 증감에 관계없이 발분절의 배·저측 굴곡은 내·외반과 내·외전 움직임 범위의 Variability보다 크게 나타났다.

IV. 논 의

본 연구는 달리기 시 속도의 증감이 발의 전족(metatarsus), 중족(mid-foot), 후족(calcaneus) 분절의 3차원 움직임 변화에 미치는 영향을 관찰하고자 분절 내, 분절 간의 움직임을 비교 분석했다.

본 연구에서 달리기 속도 증감이 지지구간에서 발 분절 내 최대 배·저측 굴곡, 내·외반, 내·외전과 배·저측 굴곡, 내·외반, 내·외전 움직임 범위에는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다.

이와 같은 현상은 이동운동에서 속도를 조절하는 제동력과 추진력(Orendurff, Bernatz, Schoen & Klute, 2008)을 발휘하는 발 분절의 움직임은 동일 분절 내에서는 큰 차이가 없다고 해석할 수 있다. 운동 시 신체 움직임의 크기는 근 활동과 관련이 있다. 이동 운동 속도 조절에서 근의 주요 임무는 안전하게 앞으로 진행하도록 각 신체 분절의 가속과 감속력을 조절하는 것이다. 그 결과 보다 큰 근력 발휘를 위한 필요성 때문에 보행 속도에 따라 근 활동의 크기는 증가 한다고 볼 수 있지만(Den Otter, Geurts, Mulder & Duysens, 2004), 본 연구에서는 속도 증가에 따른 발의 동일 분절 내 근 활동 크기는 별다른 차이가 없는 것으로 판단된다. 향후 달리기 속도의 증감 폭을 보다 크게 하고, 본 연구에서 제외된 발가락 움직임 등을 살펴보는 또 다른 연구의 시도도 필요하리라 본다.

Dubbeldam, et al.(2010)은 선호 속도, 선호 속도의 75%, 선호 속도의 50%로 걷는 상태에서 발의 운동학을 관찰한 결과 보행 속도는 발과 발목 운동학에 유의하게 영향을 미쳤다고 보고했다. 보행 속도 감소에 따라 이지 시 최소 경골 족근골 관절 저축 굴곡과 최대 엄지발가락 배측 굴곡은 유의하게 3-9° 사이로 감소했다고 보고했으나, 후족의 전두면 운동은 보행 속도에 유의하게 영향을 받지 않았다고 보고해 본 연구 후족의 움직임 관찰 결과와 일치했다. 또한 낮은 보행 속도는 착지 시 중족의 적은 회내 운동을 유발했다고 주장했는데 본 연구 결과는 통계적 차이는 없지만 느린 속도 달리기보다 빠른 속도 달리기보다 발 3 분절 공히 적은 회내 운동을 보였다. 역시 유의한 통계적 차이는 보이지 않지만 특징적인 것 중에 하나는 정상 속도 달리기 조건은 다른 느린, 빠른 달리기 조건에서보다 전족, 중족, 후족 모든 분절에서 배·저축 굴곡, 내·외반 움직임 범위가 가장 작게 보였다. 이와 같은 것은 운동 시 모든 관절은 주어진 운동 과업에 대해 선호 골격 운동 경로를 가지고 있으며 (Walter, Hart, Sutton, Mcintosh,, & Gauld, 988), 이로 인해 근 골격 시스템은 선호 운동 경로에 남아 있으려고 노력한 결과라 볼 수 있다. 즉 정상 달리기 속도 조건은 가장 적은 역학적 경로를 유지해 발이 지면에 작용하는 힘이 최소하게 작용한 것으로 보여 진다.

한편 본 연구에서 느린, 정상, 빠른 달리기 속도 모든 조건에서 배·저축 굴곡, 내·외반, 내·외전 움직임 범위는 발의 3분절 간 모두 차이를 보였다. 이런 연구 결과로 볼 때 그동안 운동역학적 분야에서 이동운동 시 발 분절에 대한 연구는 주로 전족, 중족, 후족을 하나의 강체로 간주해 움직임을 관찰해 왔는데 향후 발의 해부학적 기준에 입각해 다 분절 시스템으로 간주해 부위별 움직임을 규명할 필요성이 요구된다. 특히 이동운동에서 발 움직임 관찰은 대부분 운동화를 신은 상태에서 이루어졌기 때문에 단순히 후족, 중족, 전족 3분절 모듈을 하나의 강체나 벡터로 고려해 분석했는데 비정상적인 발 기능의 정량적 평가와 영향을 판단하고자 할 때 혹은 발의 다 분절 동역학 모델

을 구축할 때는 운동화에도 3분절 정보를 획득하는 마커 부착 방법을 강구해야 할 것을 시사한다. 또한 달리기 시 야기 될 수 있는 상해 유발 가능성을 예측하고, 효과적인 에너지 소비 패턴을 평가하고, 횡단면에서 전족 각들의 크기 정보를 통해 평발과 같은 병리학적 판단에 유용한 정보를 제공하기 위한 수단 뿐만 아니라 정상 발과 병리학적 발의 기능 구별과 다양한 발의 장애 수준을 평가해 임상적인 성과를 정량화하기 위한 시도로 발의 해부학적 움직임에 입각해 다 분절 시스템으로 분석하는 것이 필요하리라 하겠다.

본 연구 결과 발의 3 분절이 3차원적으로 각기 다른 움직임 양상을 보이는 것은 달리기 속도를 조절하는 전후 지면반력 (Peterson, et al., 2011)발휘는 발의 복잡한 상호 관계에 의해 이루어지는 것으로 판단된다. 향후 이동운동의 메카니즘을 이해하기 위한 통찰력을 얻기 위해 발의 움직임에 따라 제동과 추진 충격력이 어떻게 달라지는가를 관찰하는 것도 필요한 일이라 하겠다. 비록 이동운동 유형은 다르지만 본 연구 결과는 보행 속도의 증가에 따라 후족에 대해 중족의 피크 회외 각이 유의하게 증가 했고, 후족에 대한 전족 내전이 운동이 크게 일어났다는 Dubbeldam et al.(2010)의 연구 결과와도 같은 결과를 보였다. 본 연구 결과 주행 시 발의 움직임은 전반적으로 배·저축 굴곡은 내·외반과 내·외전 움직임 범위보다 개인차이가 큰 것으로 확인되었는데 이는 주행 시 굴신 동작은 다른 두 동작보다 운동의 가동 범위가 큰 결과로 인한 것으로 판단된다.

이동 운동의 가속과 감속은 일상생활에서 중요하고, 꾸준한 상태의 속도에서보다 더 많이 요구된다. 이들 상황에서 이동운동의 주체가 되는 발의 움직임을 정량화하는 것은 앞서 언급한 대로 다양한 통찰력을 얻기 위해 필요한 일이라 하겠다. 달리기 목적은 경기력뿐만 아니라 건강을 도모하는 신체 활동이므로 이와 관련한 발의 운동역학적 정보를 위한 연구가 더 필요하리라 본다.

V. 결 론

본 연구는 달리기 선호속도, 선호속도의 120%, 선호 속도의 80%의 3가지 속도 조건에서 맨발로 트레이드 밀(tread-mill) 달리기 시 발의 전족(metatarsus), 중족(mid-foot), 후족(calcaneus)분절의 3차원 움직임의 변화 양상을 운동학적으로 관찰하고자 후족 착지 유형을 지닌 정상적인 남성 22명을 선정해 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

달리기 속도 증감은 지지구간에서 발의 동일 분절 내 배·저축 굴곡, 내·외반, 내·외전 3차원 움직임 범위와 이들의 최대 크기에 영향을 미치지 않았지만, 발의 3분절 간 배·저축 굴곡,

내·외반, 내·외전 움직임 범위, 최대 저측 굴곡, 최대 외반, 최대 내전에는 영향을 미쳤다.

향후 이와 관련된 연구를 수행하기 위해서는 발의 3 분절뿐만 아니라 기절골, 중절골, 말절골을 포함하는 발분절의 3차원 움직임과 이동운동의 속도를 조절하는 전후 지면 반력과의 관계를 분석할 필요성이 요구되며, 달리기 속도 조건을 보다 다양하게 설정해 관찰할 필요성 또한 제언하고자 한다.

참고문헌

- Chiu, M. C., & Wang, M. J.(2007). The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait & Posture*, 25, 385-392.
- Den Otter, A. R., Geurts, A. C. H., Mulder, T., Duysens, J.(2004). Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait & Posture*, 19, 270-278.
- Dillman, C. J.(1975). Kinematic analyses of running. *Exercise and Sport Science Reviews*, 3, 193-218.
- Dubbeldam, R., Buurke, J. H., Simons, C., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Baan, H.(2010). The effects of walking speed on forefoot, hindfoot and ankle joint motion. *Clinical Biomechanics*, 25, 796-801.
- Keith R. W. (1990). *Relationships between distance running biomechanics and running economy, Biomechanics of distance running*. Peter R. Cavanah(editor), 271-282.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Catani, F., Simoncini, L., & Giannini, S. (1999). An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Journal of Clinical Biomechanics*, 14, 528-536.
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Natio, R., & Giannini, S.(2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait & Posture*, 25, 453-462.
- Lelas, J. L., Merriman, C. J., O'Riley, P., & Kerrigan, D. C.(2003). Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait & Posture*, 17, 106-112.
- Morag E., Cavanagh P. R.(1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32, 359-370.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A.(1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136, 217-227.
- Orendurff, M. S., Bernatz, G. C., Schoen, J. A., & Klute, G. K. (2008). Kinetic mechanisms to alter walking speed. *Gait & Posture*, 27, 603-610.
- Peterson C. L., Kautz S. A., & Neptune, R. R.(2011). Braking and propulsive impulses increase with speed during accelerated and decelerated walking. *Gait & Posture*, 33, 562-567.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, D., & Claes, L.(1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2, 191-197.
- Scott, S. H., & Winter, D. A. (1991). Talocrural & talocalcaneal joint kinematics & kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*, 24, 743-752.
- Stergiou, N., Giakas. G., Byrne, J. E., & Pomeroy. V. (2002). Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*, 17, 615-617.
- Walter, S. D., Hart, L. E., Sutton, J. R., & McIntosh, J. M., & Gauld, M. (1988). Training habits and injury experience in distance runners, age and sex related factors. *The Physician and Sportsmedicine*, 16, 101.
- Williams K. R.(1985). Biomechanics of running. *Exercise and Sports Science Reviews*, 13, 389-441.