



보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교 분석

최규정* · 권희자**(체육과학연구원* · 상명대학교**)

ABSTRACT

Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe

Choi, Kyoo-Jeong* · Kwon, Hee-Ja**

(Korea Sport Science Institute* · Sang Myung University**)

Choi, K-J and Kwon, H-J. Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe. Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 13, No. 2, pp. 161-173. This study was performed to investigate the kinematic and kinetic differences between functional walking shoe(FWS) and general sports shoe(GSS). The subjects for this study were 4 male adults who had the walking pattern of rearfoot strike with normal feet. The movement of one lower leg was measured using force platform and 3 video cameras while the subjects walked at the velocity of 2/1.5 m/s. The findings of this study were as follows :

1. The angle of lower leg-ground and angle of knee with FWS was greater than with GSS at the moment of strike the floor and the moment of second peak ground reaction force. The decreasing rate of angle of ankle was smaller in FWS from the strike phase to the second peak ground reaction force. These mean upright walking and round walking along the shoe surface.
2. The maximal increased angle of Achilles tendon and the minimal decreased angle of rearfoot were smaller in FWS very significantly($p < 0.001$). Thus FWS prevent the excessive pronation of ankle and have good of rear-foot control.
3. The vertical ground reaction force and the rate of it to the BW were smaller in FWS statistically($p < 0.001$). The loading rate was smaller in FWS, too, and these represent the reduction of load on ankle joint and prevention of injuries on it.

KEY WORDS : ANGLE OF ACHILLES TENDON, REAR FOOT ANGLE, REAR FOOT CONTROL

2003년 7월 14일(월) 접수

* Corresponding author, 139-242, 서울시 노원구 공릉동 산223-19번지
연락처 : kjchoi@sports.re.kr Tel 02-970-9544

** 110-743, 서울시 종로구 홍지동 7번지 상명대학교 체육학과

I. 서론

보행, 조깅, 주행 동작은 우리 인간들의 주요한 이동(locomotion) 수단이며, 체력 향상을 위한 활동의 일환으로 사용되기도 한다. 신발은 이와 같은 활동 시, 착지에 따른 충격력을 흡수하여 발목을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 한다. 이러한 기능과 관련하여 주행 동작의 일반적 운동 특성 및 하지 분절의 역학적 연구(Cavanagh, 1987; Mann, 1980), 주행에 따른 신발 움직임과 외부에서 가해진 부하의 특성에 대한 연구(Cook, Kester와 Brunet, 1985; Nigg, Bahlsen, Leuthi와 Stokes, 1987;) 및 상해에 대한 연구(Nigg와 Segesser, 1992)가 이루어 졌다. 보행 및 주행을 통한 체력 단련 활동 인구의 증가와 더불어 근래에는 신발의 기능이 주요 연구 대상이 되기 시작하였으며, 경기력의 극대화를 위한 신발의 기능성도 크게 강조되고 있다. 특히 최근에는 신발의 물리적 특성에 관한 연구, 선수 개인별 적정 무게 및 경도에 관한 연구(Caltin과 Dressendorf, 1979), 에너지 소비량 등에 관한 과학적인 연구(태의경, 1991; 한국과학기술원, 1987)가 진행되는 경향을 보이고 있다. 이 외에도 각 종목별 전문 신발이 개발되어 보급되는 추세이지만, 일상생활에서 많이 사용되고 있는 보행용 전문 신발에 대한 연구는 거의 전무한 실정이다. 또한 보행 동작 연구는 일반인보다 지체장애인들을 대상으로 연구가 수행되었으며, 특히 재활(rehabilitation) 수준에 관점을 두고 이루어졌다. 따라서 보행용 신발 개발에 관한 연구와 함께 그것의 과학적 기능성에 대한 연구가 필요한 것으로 사료된다.

근래에 이르러 종목별 전문체력 요인 향상이나 기술 발휘에 적합한 신발 개발 등과 같은 특수한 목적이나 기능성을 강조한 신발 개발도 점차 증가하고 있는 추세를 보이고 있으며 최근 들어 일반인을 대상으로 보행용 신발의 개발에 대한 노력도 진행되고 있다. 따라서 이 신발이 갖는 과학적 기능에 대한 체계적인 연구가 필요하며, 체육과학적 연구도 절실히 요구되는 것으로 사료된다. 이러한 연구가운데 병리학적 연구, 신발의 운동학적, 운동역학적, 운동생리학적 연구 등이 요구되며, 특히 운동학적, 운동역학적 기능 분석 및 평가는 신발이 갖는 기본적 기능에 관한 것으로서, 연구 필요성이 매우 높다고 할 수 있다. 따라서 본 연구는 3차원 영상분석법과 지면반력측정법을 이용하여 일반적으로 사용되는 운동화와 새로 개발된 보행용 전문 신발의 운동학적, 운동역학적 특성의 차이점을 규명하고 과학적인 효능을 검증하는데 목적이 있다. 보행용 전문 신발의 과학적 효능 분석을 통하여 일반인들에게 보행 운동에 따른 운동 효과 증진은 물론, 평상시에도 이 신발을 착용할 수 있도록 함으로써 일상생활속에서 보행 운동의 효과를 높일 수 있을 것으로 기대된다. 아울러 다른 기능성 신발의 개발을 선도하는 효과를 기대할 수 있으며, 체육 산업 발전에도 기여할 수 있을 것으로 사료된다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구는 일반인이 사용하는 보행용 전문 신발의 운동역학적 분석에 주안점을 두었기 때문에 전문 운동 선수가 아닌 일반성인 남자 4명을 대상으로 하였다. 그리고 발의 형태가 실험 결과에 영향을 주는 요인을 배제하기 위하여 이들 연구대상들은 편평족과 고궁족이 아닌 정상적인 발의 형태를 지닌 사람으로 선정하였다. 연구대상들의 체격 및 일반적 특성은 <표 1>에서 보는 바와 같다.

표 1. 연구 대상의 특성

구분	신장(m)	체중(kg)	연령(세)	비고	
연구 대상	1	1.62	60	34	일반족
	2	1.70	67	30	일반족
	3	1.67	64	34	일반족
	4	1.73	65	32	일반족
평균	1.68±0.04	64.0±2.55	32.5±1.66	-	

2. 실험 장비

본 연구에 사용된 실험 및 분석 장비는 분석용 비디오 카메라(Peak, HSC 180 -NM) 3대와 비디오 테이프 레코더(Panasonic, AG -7350) 3대, 모니터(Sony, PVM - 9041Q) 2대 및 비디오 디지털이징 시스템을 포함한 영상분석 장비와 지면반력 분석 장비(Amti ORG 6-3)가 있다. 이 외에도 보행 속도를 일정하게 유지하도록 하는데 사용한 구간속도측정기(Takei, TTK-1274) 및 자체 제작한 통제점 틀(control object)이 포함된다.

그리고 실험에 사용된 신발은 최근에 개발되어 시판되기 시작한 보행용 전문 신발(그림 1 참조)과 비교를 위한 일반 운동화이다. 일반 운동화는 Shore A 경도 35인 A 社의 신발을 사용하였다. 연구 결과의 일반화를 위하여 다양한 운동화와 비교·분석이 바람직 하지만, 본 연구에서는 일반 운동화와 보행 전문 신발의 운동역학적 차이점 분석에 주안점을 두었기 때문에 다양화하지 못하였다. 보행용 신발은 최근에 개발된 것으로서 아프리카 마사이(Masai)족이 맨 발로 걸을 때 발꿈치를 던지 않고 앞 부위로 착지하는 걸음 형태를 갖고 있다는데서 착안하였다고 한다.

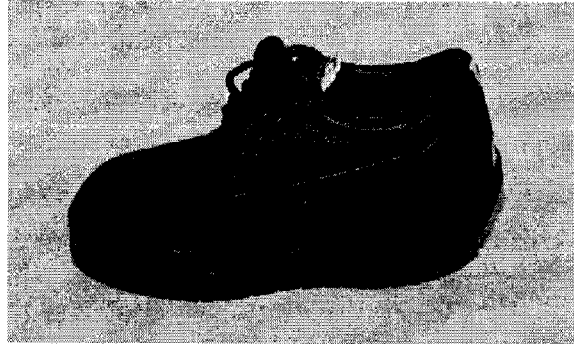


그림 1. 실험에 사용된 보행용 신발

3. 실험 및 자료 처리 방법

우선 지면반력측정기의 보드를 걷는 표면과 높이가 같도록 하여 실험실 중앙에 설치하고, 본체와 연결하여 지면반력의 상하, 전후, 좌우 방향의 힘과 수직축 주변의 모멘트를 얻도록 하였다. 지면반력 자료 수집율(sampling frequency)은 100 Hz로 하였고, 자료 수집 시간은 1초로 설정하였다. 보행시 하퇴와 후족의 움직임을 촬영하기 위하여 걷고 있는 연구대상 후방 약 10m 지점에 카메라 2대, 연구 대상 우측 약 5m 지점에 1대를 설치하였다. 카메라 렌즈는 지면으로부터 약 0.5 m 높이에 설치하고, 촬영속도는 60 필드/초였으며, 모니터를 이용하여 영상을 관찰하면서 좋은 상을 얻도록 하였다. 그리고 연구 대상이 일정한 보행속도(1분에 80m 걷는 속도)를 유지하도록 구간 속도 측정기를 2m 간격으로 설치하였다. 즉, 지면반력측정기 보드 중앙을 중심으로 1m 전 지점과 1m 후 지점에 설치하였다. 그러나 실험 상황에서 1분에 80m 걷는 보행속도(2m 구간을 1.5초에 걷는 것과 동일함)를 정확하게 맞출 수는 없기 때문에 2m 구간을 1.45 - 1.55초 사이에 통과한 속도를 일정한 보행속도를 유지한 것으로 간주하여 자료를 수집하였다(그림 2 참조).

보행용 전문 신발에 충분히 적응할 수 있도록 2주간의 착용 기간을 두었다. 연구대상의 하지와 운동화에 표시점을 부착한 다음, 일정한 보행 속도를 보이면서 자연스런 보폭으로 지면반력측정기 보드에 오른발이 정확히 착지할 수 있도록 충분한 연습을 하도록 하였다. 실험 상황에 익숙해지고 연구대상이 시작할 수 있는 준비가 된 후, 출발 신호와 함께 지면반력측정기 전방 약 5m 떨어진 지

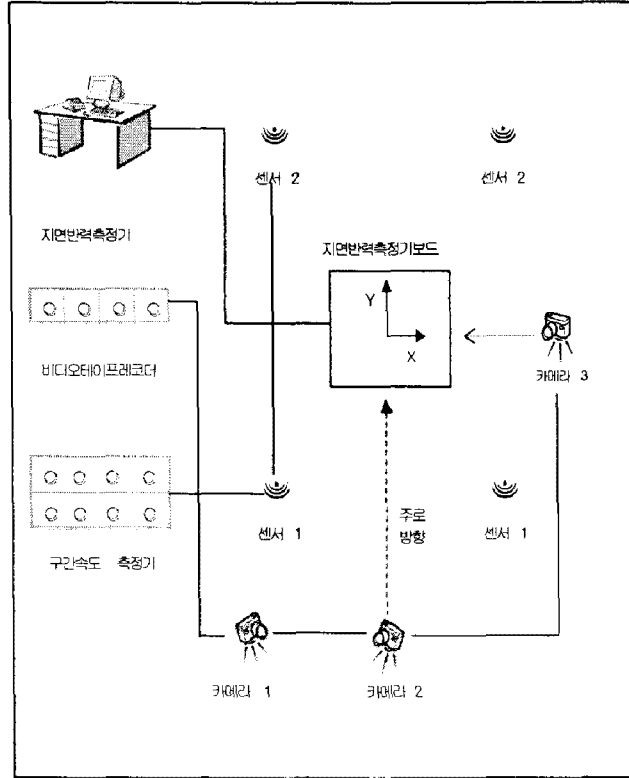


그림 2. 실험 도구 배치도

점에서 보행하도록 하여 실험자료를 얻었다. 이 때 연구대상의 오른발이 보드를 벗어나거나 보행 속도가 정해진 범위를 벗어나거나 자연스런 보폭으로 보행을 하지 않았다고 판단되면, 다시 실험을 실시하였다. 연구대상이 지면반력측정기 보드를 밟는 순간 작동이 시작되고, 동시에 이것과 동조(synchronization)된 비디오 카메라를 통하여 영상자료를 수집하였다. 그리고 매 시기마다 수직 지면 반력 그래프와 압력중심 이동 형태에 대하여 컴퓨터 모니터를 통해 분석하고, 착지 형태의 이상여부를 파악한 후, 정상적인 자료만을 저장하였다. 이러한 과정은 보행용 신발과 일반 운동화에 대하여 동일한 조건에서 실험을 반복하고 그 결과를 기록하였다.

2 대의 카메라를 통하여 얻은 원시 영상 자료(raw data)를 계수화하고, DLT 방법을 이용하여 3차원 좌표를 구하였다. 그리고 디지털 필터링 방법을 이용하여 3차원 자료를 평활(smoothing)한 다음 운동학적 변인에 대한 분석을 실시하였다. 이 때 사용한 필터는 4차원 저역 통과 필터(lowpass filter)이며, 차단주파수(cutoff frequency)는 6 Hz였다. 3차원 좌표 계산과 평활은 권이 개발한 동작분석 프로그램을 사용하였으며, 분석된 변인들의 자료처리를 위하여 MS Excel 97과 통계적 분석을 위해 SPSS(version 10.0) 프로그램을 사용하였다. 그리고 본 연구에 사용된 좌표축은 보행자가 진행하는 방향을 Y축, 지면에 대한 수직방향을 Z축, 그리고 Z축에서 Y축으로의 벡터의 외적을 X축으로 정의하였다.

4. 연구 내용

본 연구의 분석 변인은 하지 운동에 따른 분절 상호간의 운동학적 변인과 전체 지지 기간 동안의 발과 신발의 운동에 관한 운동학적, 운동역학적 변인들이다. 분절의 운동학적 변인으로는 착지에 따른 지지 시간 및 착지각(착지 시, 지면과 하퇴 후면이 이루는 각)이 포함되며, 발목각과 무릎각 및 아킬레스건각과 후족각(그림 3 참조)이 포함된다. 운동역학적 변인으로는 최대 수직 지면반력과 체중에 대한 비율, 최대 수직 지면반력까지 소요 시간 및 부하율(loading rate)이 포함된다.

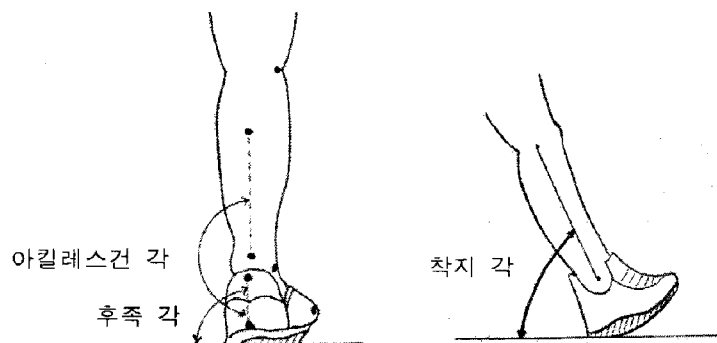


그림 3. 아킬레스건각, 후족각 및 착지각

III. 결과 및 논의

1. 운동학적 변인

가. 지지시간 및 착지각

신발이 지면과 접촉하고 있는 지지 시간은 일반 신발이 0.70 ± 0.01 초, 보행용 신발이 0.69 ± 0.02 초였으며, 4명의 연구 대상자 모두 일반 신발이 보행용 신발보다 지지 시간이 0.01- 0.02초 길었다. 그러나 신발 종류에 따른 지지 시간은 통계적으로 유의할만한 차이를 보이지 않았다. 지지 시간의 이러한 유사성은 보행 속도를 일정하게 유지한 실험 설계에서 기인된 것이며, 이러한 결과를 통하여 전체적인 보행 동작에 차이가 발생하지 않았음을 알 수 있다.

착지각은 개인의 건는 형태에 따라 달라질 수 있지만, 본 연구에 참여한 연구 대상 모두가 점차 증가하는 양상을 보였다(연구 대상 1에 대한 그림 4 참조). 이것은 보행 시, 착지 후 이동을 위한 이 지 국면에서 하퇴 후면이 지면으로부터 점차 멀어지기 때문에 하퇴와 지면이 이루는 각이 증가하는

보행의 일반적 구조를 반영한 것으로 사료된다.

착지각의 전체적인 변화 형태는 신발 종류에 관계없이 <그림 4>처럼 유사하지만, 주요 국면별로는 차이를 보였다(표 2 참조). 지면반력 제 1정점 발현 시와 이지 시에는 차이가 거의 없었으며, 연구 대상 사이에도 일관적인 경향을 보이지 않았다. 그러나 착지 순간과 제 2정점에서는 보행용 신발이 일반 신발보다 착지각이 크게 나타났으며, 통계적으로도 유의한 차이가 있었다. 착지 시, 착지각이 크다는 것은 지면에 대해 수직으로 걷는 것을 의미하기 때문에 직립 보행 동작을 위한 바른 자세로 사료된다. 그러나 이것은 지면반력의 하퇴 전달과 관련되기 때문에 수직 지면반력 분석 결과와 함께 고찰하는 것이 요구된다고 하겠다. 그리고 제 2정점에서 착지각이 큰 것은 보행용 신발의 중앙 부위가 볼록하게 튀어나온 곡선 형태이기 때문인 것으로 사료된다. 즉, 보행용 신발 밑면의 볼록 구조에 의하여 발의 족저궁 부위가 위로 올라가게 되고, 따라서 발에 연결된 하퇴가 일반 신발에 비해 앞으로 이동한 상태가 되기 때문에 추진력을 얻는 과정인 제 2정점에서 각도가 큰 형태의 자세가 되는 것으로 해석할 수 있다.

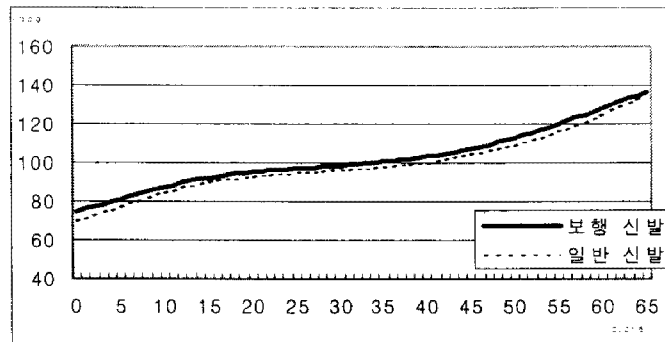


그림 4. 착지각의 변화 형태

표 2. 주요 국면별 착지각 검정

구분		평균	표준편차	t	자유도	p
착지 시	일반 신발	71.9	1.61	-7.26	3	0.005**
	보행용 신발	77.7	1.98			
제 1정점	일반 신발	87.9	2.13	-2.10	3	0.126
	보행용 신발	91.3	1.81			
제 2정점	일반 신발	112.3	0.53	-11.49	3	0.001***
	보행용 신발	116.3	1.13			
이지 시	일반 신발	134.1	0.95	-0.39	3	0.726
	보행용 신발	134.4	0.84			

주) **는 p<0.01, ***는 p<0.001을 의미함.

나. 발목각과 무릎각

발목각은 발목 관절을 중심으로 하퇴와 발이 이루는 각을 의미한다. 보행 시, 이 각도의 변화는 체중과 이동 속도에 따른 충격력을 완화시키는 역할이란 측면에서 운동학적 의미를 갖는다. <그림 5>는 연구 대상 1의 전체적인 발목각의 변화 형태를 나타낸 것으로서, 처음 착지 시 발목각의 차이가 거의 없음을 알 수 있다. 그리고 앞서 언급한 주요 국면별로도 지면반력 제 1정점 발현 시에만 약간 유의한 차이($p < 0.1$)를 보일 뿐, 전체적으로 거의 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러나 <그림 5>에 나타난 두 그래프의 형태는 착지 후 상이한 변화 형태를 보이고 있다. 따라서 착지와 제 1정점 사이의 발목각 변화량(착지 시와 제 1정점의 발목각 차의 절대값을 의미함)과 변화율(발목각 변화량 ÷ 소요 시간)에 대한 분석을 실시하였고, <표 3>과 같은 결과를 얻었다. 발목각의 평균 감소량은 모두 15.3° 로 아무런 차이가 없었지만, 감소율은 보행용 신발이 일반 신발에 비해 적으며, 통계적으로도 매우 유의한 차이($p < 0.001$)를 보였다. 이러한 결과는 보행용 신발이 일반 운동화에 비해 발목각을 완만하게 감소시킴으로써 착지 시 발목 관절에 가해지는 부하를 분산시킬 수 있으며, 일반 운동화에 비해 상대적으로 발목 관절의 급격한 움직임을 보완할 수 있는 기능이 있는 것으로 해석할 수 있다.

무릎각의 전체적인 변화 형태는 <그림 6>과 같다. 착지를 시작한 다음, 제 1정점까지 $6 - 7^\circ$ 감소하는 형태이고, 추진력을 얻기 위하여 무릎을 펴면서 각도가 증가한 뒤, 다시 이지 국면에서 감소하는 증·감 주기를 모든 연구 대상이 신발 종류에 관계없이 유사하게 보였다. 또한 신발 종류에 따른 무릎각은 착지 시 일반 신발이 보행용 신발보다 약간 크게 나타난 것($p < 0.1$)을 제외하고는 <그림 6>에서 시사하는 바와 같이 유의한 차이가 없었다.

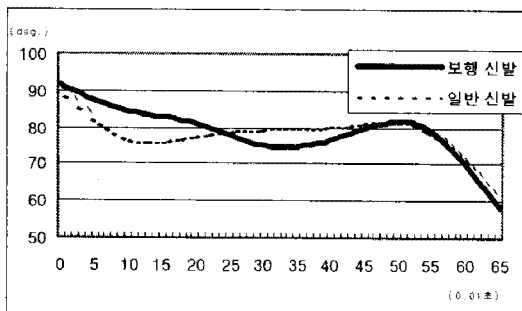


그림 5. 발목각 변화 곡선

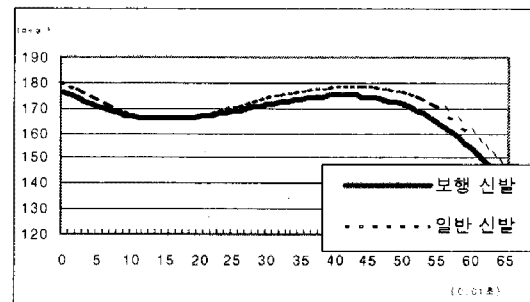


그림 6. 무릎각 변화 곡선

표 3. 발목각 변화량 및 변화율 검정

	구분	평균	표준편차	t	자유도	p
변화량	일반 신발	15.3	4.72	0.000	3	1.000
	보행용 신발	15.3	3.37			
변화율	일반 신발	53.6	16.54	-32.017	3	0.001**
	보행용 신발	128.9	15.63			

주) **은 $p < 0.001$ 을 의미함.

다. 아킬레스건각과 후족각

보행과 주행 동작의 착지 시, 발은 발목 관절을 중심으로 회내 운동(pronation)을 일으키고, 그 결과 아킬레스건각의 증가와 후족각의 감소를 가져온다. 신발은 이러한 각도의 과도한 변화를 방지하는 후족 제어(rear foot control) 기능이 있다. 그리고 회내 운동은 착지 초기에 나타나며, '초기'란 전체 지지 구간의 1/10 시점까지를 의미한다. 이것은 착지에 따른 수동적 힘이 나타나는 시기이기 때문에 초기 구간에서 나타난 최대치는 수동적 충격력으로 충격력 흡수 및 부상과 많은 관련이 있다고 한다(Mann, 1980).

본 연구에서는 최대 수동적 힘을 분석하지 않았지만, 편의상 전체 지지 구간의 1/10 시점을 초기라고 하였다. 착지 직전의 아킬레스건각은 일반 신발과 보행용 신발이 각각 $185.5 \pm 3.47^\circ$, $186.5 \pm 5.69^\circ$ 였다. 그리고 초기 아킬레스건각은 각각 $188.0 \pm 3.24^\circ$, $187.5 \pm 5.56^\circ$ 였으며, 최대 아킬레스건각은 $194.4 \pm 3.26^\circ$, $189.2 \pm 6.18^\circ$ 였다. 신발에 따른 착지 직전과 초기의 아킬레스건각 사이에는 유의한 차이가 없었으며, 최대 아킬레스건각에서만 약간 유의한 차이($p < 0.1$)를 보였다. 그러나 초기 변화량(착지 직전과 초기 시점 사이의 아킬레스건각의 차이)과 최대 변화량(착지 직전 아킬레스건각과 최대치의 차이)은 <표 4>에서 보는 바와 같이 보행용 신발이 적었으며, 두 신발 사이에는 유의한 차이가 있었다. 아킬레스건각의 변화량이 적다는 것은 발목 관절의 회내 운동이 적게 일어났음을 의미하며, 따라서 후족 제어 기능이 우수하다는 것을 의미한다. 곽(1993)과 이(1997)에 의하면 신발 중저의 경도가 연질일수록 아킬레스건각 변화량이 높게 나타난다고 하였으며, 연질일수록 초기 회내 운동이 급격히 이루어질 가능성과 발목의 안정성을 해칠 수 있다는 점을 시사하였다. 본 연구에 사용된 보행용 신발은 일반 신발에 비해 뒤쪽에 쿠션층이 있기 때문에 일반 신발보다 연질이지만, 신발 형태의 구조적 특성에 의하여 초기 회내 운동이 적게 일어나며, 안정적 후족 제어 기능을 가진 신발이라고 할 수 있다.

후족각은 신발 뒤축의 지면에 대한 각도이다. 따라서 신발의 절대적인 위치 변화라고 얘기할 수 있지만, 이 각도의 변화 역시 발 운동에 의한 변형의 결과이므로 발의 운동학적 분석에서 중요한 의미를 갖는다. 후족각은 착지에 따른 발목 관절의 회내 운동 결과, 초기에 감소하는 형태를 보인다.

그리고 족저궁을 지나는 부근에서 최소치를 보인 다음 다시 증가하는 형태가 일반적이다. 착지 시, 후족각은 약 90° 정도였으며, 초기에는 1-2° 정도 감소하는 경향을 보였다. 착지 시와 초기에는 신발에 따른 후족각 차이가 거의 없었으나, 최소의 후족각에서는 보행용 신발이 일반 신발보다 약간 유의하게($p < 0.1$) 적은 것으로 나타났다. 그러나 초기 후족각 변화량(착지 시와 초기 시점 사이의 후족각 차이)은 약간 유의한 차이($p < 0.1$)를 보였고, 최소 변화량(착지 시 후족각과 최소치의 차이)은 매우 유의한 차이($p < 0.001$)를 보였다. 후족각의 변화량이 적다는 것도 앞서 아킬레스건각 변화량에서 설명한 것처럼 후족 제어 기능이 우수함을 의미한다.

표 4. 아킬레스건각과 후족각 변화량 검정

구분		평균	표준편차	t	자유도	p	
아킬레스건각	초기 변화량	일반 신발	2.6	0.54	8.928	3	0.003**
		보행용 신발	1.1	0.25			
	최대 변화량	일반 신발	9.0	0.62	12.779	3	0.001***
		보행용 신발	2.7	0.69			
후족각	초기 변화량	일반 신발	-2.5	0.78	-2.460	3	0.091*
		보행용 신발	-1.0	0.70			
	최대 변화량	일반 신발	-5.5	0.36	-33.77	3	0.000***
		보행용 신발	-2.9	0.34			

주) *는 $p < 0.1$, **는 $p < 0.01$, ***는 $p < 0.001$ 을 의미함.

2. 운동역학적 변인

지면반력은 인체에 충격력 역할을 하기 때문에 신발 연구와 보행 또는 주행에 관련된 운동역학적(kinetic) 연구에서 자주 분석되는 변인이다. 지면반력은 수직, 좌우 및 전후 방향의 3가지 성분 가운데 수직 성분이 대부분을 차지한다. 정상적인 보행 동작의 수직 지면반력 곡선은 두 개의 정점이 있다. 이를 제 1정점, 제 2정점이라 하는데, 제 1정점은 착지를 위한 제어력(braking force)을 의미하고, 제 2정점은 앞으로 이동하기 위한 추진력(propulsive force)을 의미한다. 보행 시 제 1정점은 체중의 1.2-1.5배 정도이고, 주행 시에는 2-3배의 힘을 받는다고 한다(Cavanagh와 Lafortune, 1980; Clarke 등, 1983; Eliot와 Blanksby, 1979). 그리고 지면반력은 이동 속도와 체중이 증가함에 따라 커진다. 이외에도 신발 종류 및 중저의 정도에 따라서 달라진다. 특히 주행 시의 충격력은 속도(Monro 등,

1987), 착지 형태(Clarke 등, 1983), 지면의 종류(Cavanagh, 1987)의 영향을 받는다고 하였다. 이러한 변인들에 대한 연구는 신발 개발 및 상해 예방이란 측면에서 많이 진행되었다. 그러나 보행용 신발은 형태학적 구조 차이 때문에 운동역학적 변인들이 선행 연구 결과와 다른 점을 제시할 가능성이 높다고 할 수 있으며, 이러한 측면에서 본 연구는 최대 수직 지면반력과 부하율(본 연구에서는 제 1 정점과 그 힘이 발현되기까지 소요된 시간의 비율을 의미함)에 대하여 분석하였다.

최대 수직 지면반력은 일반 신발이 762.0 ± 12.40 N, 보행용 신발이 681.3 ± 18.68 N 이었으며, 이 힘을 발휘한 시점은 두 신발 모두 착지 후 0.15 ± 0.01 초에 나타났다. 두 신발에 따른 최대 수직 지면반력에 대한 차이를 t-검정을 통하여 분석한 결과(표 5 참조), 매우 유의한 차이($p < 0.001$)가 있었다. 그러나 지면반력은 체중의 영향도 받기 때문에 이러한 차이가 신발의 고유한 특성에 의한 차이로 해석할 수 없다. 따라서 체중에 의한 영향을 제거하기 위하여 최대 수직 지면반력을 각자의 체중으로 나누어 표준화하고 검정을 실시하였다. 그 결과도 역시 매우 유의한 차이($p < 0.001$)를 보였다. 그리고 4 명의 연구 대상에 대하여 부하율을 계산한 결과, 피험자 순서대로 일반 신발은 5.07, 4.58, 5.36, 5.06 이었으며, 보행용 신발은 4.72, 4.15, 4.51, 4.55였다. 그리고 신발 종류에 따른 t-검정을 실시한 결과, <표 5>에서 보는 바와 같이 비교적 적은 차이($p < 0.05$)가 있는 것으로 나타났다.

수직 지면반력이 적게 나타남으로써 발목 관절에 부가되는 부하가 적고, 부하율 역시 적음으로써 힘의 분산을 통하여 부상의 위험을 줄일 수 있는 것으로 기대된다. 이러한 차이는 운동학적 변인에 대한 분석에서 언급한 바와 같이 보행용 신발의 구조적 차이에 의한 것으로 해석할 수 있으며, 착지에 따른 지면반력이 적다는 사실을 보임으로써 보행용 신발의 전문성을 확인할 수 있다는 점에서 가치가 있다고 사료된다. 그러나 그 메카니즘에 대한 연구는 추후 연구 과제에서 밝혀내기를 기대할 수밖에 없다.

표 5. 운동역학적 변인에 대한 검정

	구분	평균	표준편차	t	자유도	p
최대 지면반력	일반 신발	762.0	12.40	12.751	3	0.001***
	보행용 신발	681.3	18.68			
BW 비율	일반 신발	1.20	0.045	11.500	3	0.001***
	보행용 신발	1.07	0.025			
부하율	일반 신발	5,016.5	159.88	4.923	3	0.016*
	보행용 신발	4,479.5	127.87			

주) *은 $p < 0.05$ 를 ***은 $p < 0.001$ 을 의미함.

IV. 결 론

본 연구는 새로 개발된 보행용 전문 신발이 운동학적, 운동역학적으로 일반 신발과 어떤 차이가 있는지 밝혀내고, 그 활용 가치를 조사할 목적으로 수행되었다. 연구 대상은 정상적인 후족 착지형인 성인 남자 4명이었으며, 2 m를 1.5초에 이동하는 속도로 걷는 동안, 착지 동작을 3대의 비디오 카메라로 촬영하고, 동시에 지면반력 측정기를 사용하여 운동역학적 변인에 대하여 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다 :

1. 보행용 신발은 일반 신발보다 착지 시 착지각과 무릎각이 커서 직립 보행을 가능케 하며, 착지 후, 제1정점에 이르는 구간에서 발목각의 감소율이 적어 신발 밑면의 곡선 구조에 의한 완만한 회전 운동을 유도한다.
2. 아킬레스건각의 최대 증가량과 후족각의 최소 감소량은 보행용 신발이 일반 신발보다 유의하게($p < 0.001$) 적다. 따라서 보행용 신발은 착지에 따른 발목의 과도한 회내 운동을 방지하여 뛰어난 후족 제어 기능을 갖고 있으며, 보행 운동에 적합한 것이다.
3. 최대 수직 지면반력과 체중에 대한 그 비율 모두 보행용 신발이 일반 신발에 비해 유의하게($p < 0.001$) 적다. 그리고 부하율 또한 보행용 신발이 적어 발목 관절의 부하를 줄일 수 있고 따라서 부상을 줄이는 역할을 할 수 있다.

참 고 문 헌

- 곽창수 (1993). 운동화 중저의 경도가 주행시 발바닥의 압력 분포와 충격, 흡수에 미치는 영향. 서울대학교 대학원 박사학위논문. : pp.64-87.
- 곽창수·최규정·이종각·권영후·김의환·이동우·성낙준·유문중·정민근 (1994). 마라톤화 중저의 부위별 경도가 충격 흡수 및 추진력의 크기에 미치는 효과. 1994년도 한국체육과학연구원 연구과제종합보고서. : pp.3-15.
- 김석관 (1999). 신발 산업의 기술 혁신 패턴과 전개 방향. 과학기술정책연구원보고서 : pp.123-137.
- 이연중 (1997). 주행 시 체중에 따른 운동화 중저 경도의 차이가 충격 흡수와 후족 제어에 미치는 영향. 한국체육대학교 대학원 박사학위 논문. : pp.32-58.
- 태의경 (1991). 운동화 바닥의 탄성에 따른 역학적 에너지 소비의 변화. 서울대학교 대학원 박사학위 논문. : pp.31-34.
- 한국과학기술원 (1987). 달리기용 운동화 개선을 위한 연구. 1987년도 한국체육과학연구원 연구과제

종합보고서 : pp.163-236.

- Balsen, A. and Nigg, B. M. (1987). Influence of attached masses on impact forces and running style in heel-toe running. *International. J. of Sport Biomechanics*. 3(3) : pp.264-275.
- Caltin, M. E. and Dressendorfer, S. A. (1979). Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Medical Science of Sports*. 11 : pp.80-92.
- Cavanagh, P. R. (1987). The Biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot and Ankle*. 7 : pp.197-217.
- Cavanagh, P. R. and Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J. of Biomechanics*. 13 : pp.397-406.
- Clarke, T. E., Fredrick, E. C., and Cooper, L. P. (1983). Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *International. J. of Sports Medicine*. 4.
- Cook, S. D., Kester, M. A., Brunet, M. E. (1985). Shock absorption characteristics of running shoes. *American J. of Sports Medicine*. 13 : pp.248-253.
- Elliot, B. C. and Blanksby, B. A. (1979). A biomechanical analysis of male jogging action, *J. of Human Movement Study*. 5 : pp.42-51.
- Frederick, E. C., Clarke, T. E., and Hamill, C. L. (1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. *In Sport Shoes and Playing Surfaces*, E. C. Frederick(ed.), Champaign, Ill. : Human Kinetics Publishers, Inc. : pp.190-198.
- Hennig, E. M. (1984). Pressure distribution under the impacting human foot during expected and unexpected falls, Ph.D dissertation at Pennsylvania State University.
- Monro, C. F., Miller, D. I., Nad Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction force in running : A reexamination. *J. of Biomechanics*, 20 : pp.147-155.
- Mann, R. A. (1980). Biomechanics in Running. *In Symposium on the Foot and Leg in Running Sports*, R. P. Mack(ed.) St. Louis: The C.V. Mosby Co. : pp.1-29.
- Nigg, B. M. (1986). Some comments for runners. *In Biomechanics of Running Shoes*, B. M. Nigg(ed.), Champaign, Ill : Human Kinematics Publishers, Inc. : pp.162-165.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Leuthi, S .M., Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole on external impact forces in heel toe running. *J. of Biomechanics*. 20(10) : pp.951-959.
- Nigg, B. M. and Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction, *Medicine and Science in Sport and Exercise*. 24 : pp.595-606.
- Segesser B. (1976). Load of human body on artificial sport floors. *Sporttattenbau und Baderanlagen* 4 : pp.1182-1194