



마라톤화 착용 시 후족제어에 미치는 영향 The Influence of Rearfoot Motion Control through Marathon Shoes On and Off

김용재* · 장성일(부경대학교)

Kim, Young-Jae* · Jang, Sung-Il.(Pukyung National University)

ABSTRACT

Y. J. KIM, S. I. JANG. The Influence of Rearfoot Motion Control through Marathon shoes on and off . Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 15, No. 2, pp.69-81, 2005. In this study using two-dimensional system of the analysis of image, when normal males in their twenties who have normal foot and step with heel first are walking and running, they who are wearing running shoes or barefoot are testing and comparing the exchange factors of heel control. There are following results of this test by verifying them with T-Test.

1) When they are running, there are two big different gap which is 6.05° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $174.79^\circ \pm 6.31$ and the latter is $180.84^\circ \pm 4.69$. But it is not statistically significant. The angle of first step with heel is $100.42^\circ \pm 3.95$ with barefoot and $93.97^\circ \pm 0.94$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant($p < .01$)

2) When they are running, the angle of the Achilles' tendon has different gap which is 5.24° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $179.70^\circ \pm 4.23$ and the latter is $184.94^\circ \pm 4.09$. It is not statistically significant.

The angle of minimal step with heel is $96.30^\circ \pm 3.07$ with barefoot and $90.84^\circ \pm 0.44$ with wearing the running shoes. In this case, it is statistically significant($p < .01$).

3) In the angle of the Achilles' tendon and the angle of first step with heel, when they are walking, the angle of the Achilles' tendon has different gap which is 1.81° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $6.39^\circ \pm 0.83$ and the latter is $8.20^\circ \pm 1.85$. It is not statistically significant. The angle of first step with heel is $2.32^\circ \pm 0.51$ with barefoot and $3.22^\circ \pm 1.44$ with wearing the running shoes. It is not statistically significant.

4) In the angle of the take-off of Achilles' tendon, when they are walking, the angle of the take-off of Achilles' tendon has different gap which is 3.88° between barefoot and wearing the running shoes. The former is $177.62^\circ \pm 8.78$ and the latter is $173.74^\circ \pm 16.31$. It is statistically significant($p < .05$).

Therefore, they are running, the angle of the take-off of Achilles' tendon is $178.37^\circ \pm 19.28$ with barefoot and $171.26^\circ \pm 12.18$ with wearing the running shoes. It is statistically significant($p < .05$).

KEYWORDS : MARATHON SHOES, REARFOOT MOTION CONTROL, FOOT

I. 서론

1. 연구의 필요성

직립보행은 인간 특유의 이동 운동으로 일상적인 활동의 기본이 되는 동작이라고 할 수 있다. 또한 인간이 태어나서 평균 60세까지 보행하는 거리는 약 16만Km 정도이며, 1Km를 보행할 때 마다 발이 느끼는 압력은 약 15t의 무게감을 느낀다. 이러한 발이 느끼는 압력은 몸 전체에서 심장을 향해 뿜어주는 역할을 하기 때문에 이런 이유에 의해 발을 제2의 심장이라 부르며, 신발은 발을 보호하는 측면에서 발 건강의 핵심이라고 할 수 있다(최순복, 2001).

보행동작은 인간이 생활하는데 있어서 가장 자연스러운 동작이며, 필수적인 동작중의 하나이다. 보행 동작 중 하나인 달리기는 스포츠 활동을 하는데 가장 기본이 되고 많이 쓰는 동작이다. 일상생활에 있어서 여가에 대한 개념이 점점 높아짐에 따라 건강에 대한 관심도 더욱 높아지고 있다. 이에 따라 건강에 대한 관심이 증대 되면서 조깅과 같은 달리기를 지속적으로 하는 사람들이 1970~80년대 이후로 급증하였다(김현수, 2001).

걷거나 달리기에 대한 관심이 고조 되면서 날씨나 장소에 제한을 적게 받는 트레드밀(Treadmill) 운동이 유행하게 되었다. 트레드밀은 러닝머신(Running machine)으로 널리 알려져 있는 운동기구로서, 바닥의 회전벨트가 자동으로 돌아가면서 사람이 그 위에서 걷거나 달리는 동작을 수행하도록 고안된 운동기구이다.

트레드밀은 달리는 도중에 회전 속도를 변경하여 운동부하를 조절 할 수 있어서 운동 부하를 정확히 파악할 수 있고, 반복 측정 시 동일한 량의 부하를 가할 수 있다. 이러한 장점 때문에 트레드밀은 스포츠 분야에서 주행동작의 분석, 체력훈련, 생리학적 분석 등의 운동부하 검사나 각종 실험을 위해 주로 사용되어져 왔다(Elliot, B. C. et al 1976; Nelson D F et. al 1972).

트레드밀 운동 시 속도 조절로 운동 강도를 결정

할 수 있는데, 운동 중에 트레드밀 속도를 임의로 조절하면서 주관적, 경험적으로 운동강도를 선택하거나 그 강도를 타인에게 권장하는 경우조차 있다. 그러나 달리는 속도는 트레드밀 운동의 강도를 결정하는 중요한 요소이기 때문에 트레드밀 운동에 있어서 임의로 속도나 경사를 조절 하는 것은 위험할 수 있다.

그럼에도 불구하고 이러한 위험성을 인식하지 못하여 하지에 무리를 가져와 통증을 호소하는 사례가 늘고 있다. 즉, 건강을 위해 실시하는 트레드밀 운동의 역기능과 그 원인규명을 소홀히 한 채 지속되어 오히려 치료가 어려운 상해를 유발하는 경우가 발생하게 되는 것이다(2000, 김지연).

그리고 트레드밀 운동을 실시하는 사람들이 늘어남에 따라 트레드밀과 일반지면을 비교하면서 트레드밀 운동의 역기능에도 관심을 가지게 되었다(Elliot & Blanksby, 1976 ; Nelson, 1972 ; Nigg, 1995 ; Hmill, Bates, & Kinneth, 1992 ; Strathy, G. M., Chao G. M. & Laughman. R. K. , 1983).

더욱이 트레드밀과 일반 운동장에서의 보행을 비교한 연구결과들은 아직 의견의 일치를 보이고 있지 않다(윤남식, 이경옥, 김지연, 2001).

1997년 이영숙의 연구에서 육상경기의 상해 중 가장 많은 상해는 발에서 발생한 것으로 나타났으며, 광창수(1993)는 신발이 지면으로부터 받은 충격을 흡수하여 발을 보호하는 역할을 하며 부상에 방에 가장 큰 역할을 한다. 인체에 미치는 부하의 크기는 운동 형태, 속도, 자세, 근 활동, 반복수, 지면상태, 신발 개인적 특성 등에 따라 다르게 나타나는데, 신발을 제외한 다른 요인들은 변화의 정도가 제한되어 있는데 비하여 신발은 가장 쉽게 바꿀 수 있기 때문이다. 라고 주장하고 있다.

1970년대 이후 신발산업의 흐름이 기능성의 추구로 돌아서게 되자, 새로운 기능, 혁신적 기능을 가진 스포츠화를 개발하려는 노력이 경쟁적으로 이루어졌다. 이를 위해 생체역학적 기초연구와 테스트는 기능성을 지닌 스포츠화 개발의 필수적 과정으로 자리잡았다. 자사의 제품이 혁신적 기능을 지

니고 있음을 자신있게 선전하기 위해서는 스포츠 과학적 설계와 테스트가 선행되어야 했기 때문이다 (김석관, 2000).

런닝화에 대한 연구는 접지시 발생하는 지면반발력의 크기와 후족 제어에 대한 것이 주류를 이루고 있으며, 다음과 같이 요약해 볼 수 있다. 첫째, 스트레스 골절과 건염 및 관절의 연골부 손상과 관계가 있는 것으로 생각되는 충격력을 줄여줄 수 있어야 하고, 둘째는 거골하 축에 대한 지나친 운동은 경부목과 장경 인대 증후와 같은 부상과 관계가 있기 때문에 후족의 안정성을 유지할 수 있도록 설계되어야 한다. 마지막으로, 아킬레스건의 부상과 관계가 깊은 이지동안의 지나친 회의를 방지하도록 설계되어야 한다고 요약할 수 있다(2001. 이우창).

따라서 본 연구에서는 맨발과 마라톤화를 착용한 상태에서 트레드밀을 일반적인 보행 속도와 일반적인 조깅 속도로 실시하게 하여 후족제어 성능을 상호 비교하여, 후족의 안정성에 대한 자료를 제공하여 보행 및 주행운동을 하는 동호인들의 부상방지와 연구자들에게 기초 자료를 제공하기 위함이다.

2. 연구의 목적

본 연구의 목적은 트레드밀에서 보행 및 주행시 맨발 및 마라톤화 착용에 따른 후족제어 성능을 상호 비교하여 보행 및 주행 운동을 하는 동호인들의 부상방지와 연구자들에게 기초 자료를 제공하기 위함이다.

Ⅲ. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구에서는 20대의 성인남성 6명을 대상으로 하였고, 특히 모든 피험자들의 발 형태는 정상족이고 후족 착지형이며, 최근 1년간 하지의 상해 경력이 없는 사람으로 선정하였다. 연구 대상자들의 신체적 특성은 <표 1>과 같다.

표 1. 연구 대상자들의 신체적 특성 (M±SD)

연구대상(n)	나이(yrs)	신장(cm)	체중(kg)
6	24.17±1.72	177.50±2.88	72.00±2.88

2. 측정기구

본 연구에서 사용된 측정 도구 및 그 용도는 <표 2> 같다.

표 2. 측정기구

측정기기	모델	제작사	용도
트레드밀	CK3025	태하메카트 로닉스	보행 및 주행
비디오 카메라	D-5100	sony	영상촬영
컴퓨터	펜티엄IV	intel	영상디지 타이징

3. 실험방법

1) 사전 실험

실험 장비의 배치는 그림<그림 1>과 같이 하였다. 실험도구의 배치는 실내 공간에 트레드밀을 고정 설치하고 그 위에 기준척을 세웠다. 비디오카메라를 좌표 기준점으로부터 가장 촬영하기 좋은 뒤쪽지점인 2m 20cm 떨어진 곳에, 렌즈 중심의 높이가 1m 되도록 삼각대 위에 수평상태로 설치하였으며, 기준척이 카메라 렌즈 안에 들어오도록 줌렌즈를 맞추었다.

각도 측정기로 기준척에 표시된 통제점의 수평각과 수직각을 측정하여, 비디오 촬영기를 작동시켜 기준척을 5초 동안 촬영한 후 기준척을 제거하였다.

촬영된 영상을 수치화할 때 수치화의 오차를 줄이기 위하여 우측 하지의 후면에 <그림 2>와 같이 4개의 마커를 부착하였다. 각 마커의 부착 지점은 다음과 같다.

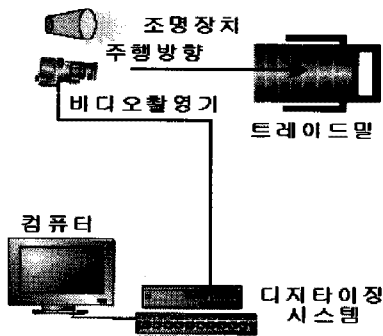


그림 1. 실험 장비의 배치

- 가. 점A : 점 B로부터 15Cm위의 하퇴 중앙부에 부착.
- 나. 점B : 하퇴 하부의 아킬레스건 위에 위치하도록 부착.
- 다. 점C : 뒤꿈치받이의 중앙 상단부에 부착.
- 라. 점D : 뒤꿈치받이의 하단부. C와 D를 잇는 선은 신발을 신고 있지 않을 경우 지면과 수직이 되도록 부착.

본 실험에 들어가기 전 피험자들의 부자연스러운 동작을 방지하기 위하여, 트레드밀 위에서 충분히 연습을 시킨 후 평상시처럼 자연스러운 동작이 되었을 때 실험을 시작하였다. 실험조건인 트레드밀

의 속도는 김지연(2000)에 의해 서울시내 조재 병원과 헬스클럽에서 사전 조사하여 주로 사용되고 있는 걷기와 달리기 운동속도인 1.25m/s, 2.0m/s, 2.5m/s, 3.0m/s 중 정상인의 자유보행속도인 1.25m/s (임호남, 1999; 김영호, 양길태, 문무성, 1997)과 일반적인 조깅속도인 3m/s(정철수, 문영진, 1999)의 두 가지로 선택하였다.

각 속도별로 50걸음 이상을 추출하여 그 중 정확히 동작된 것만을 분석하였다. 또한 피험자들의 피로에 의한 오차를 줄이기 위해, 속도별 측정 후 1분 이상을 쉬게 했으며, 피 실험자들이 교대로 실험에 참가하도록 하였다.

실험한 데이터가 정상적으로 나타나는지를 확인하기 위한 예비실험을 실시하여 자료의 신뢰성과 타당성을 확인하기 위해 실험 자료를 통계처리 하였다.

2) 본 실험

본 연구는 D대학교 신발공학 연구실에서 속도에 따른 후족제어 변인을 측정하여 후족의 안정성과 후족제어 성능을 비교 분석하였다.

모든 조건은 사전 실험과 동일하게 하였으며, 측정된 데이터는 컴퓨터와 연결하여 데이터를 저장한

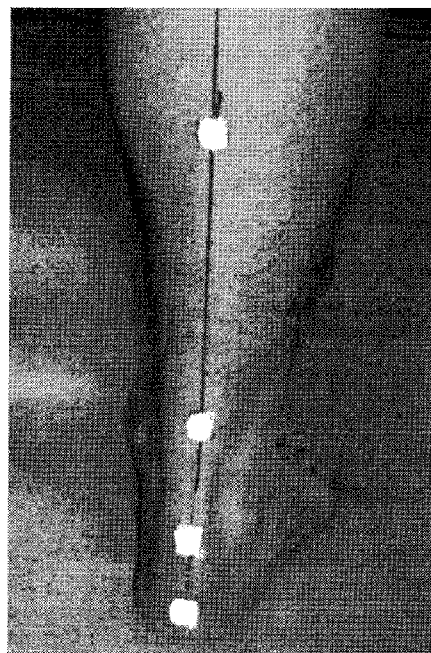
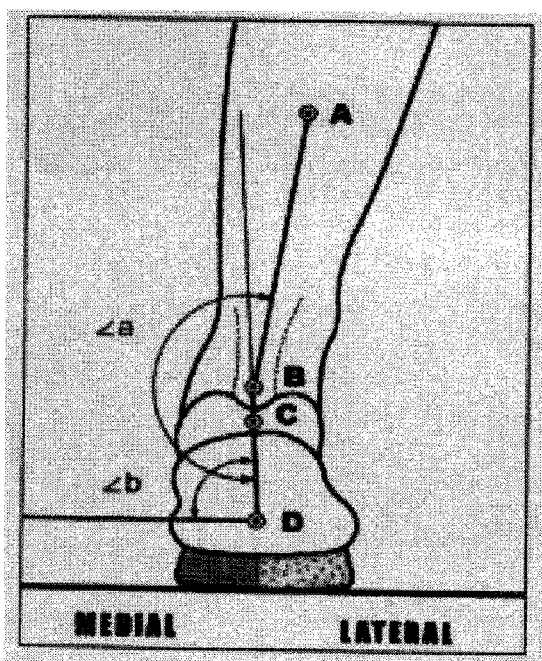


그림 2. 수치화 점의 위치



그림 3. 마라톤화

후 동작분석 프로그램인 Ariel Dynamics사의 Ariel Performance Analysis System (APAS) 프로그램으로 수치화 하였다.

본 실험에 사용된 마라톤화는 특정한 기능이 없고, 부분별 중저 경도의 차이가 없으며, 허리쇠나 족궁받침대등 일체의 부가기능이 없는 일반적인 마라톤화로 하였으며, 국내의 A사가 제조한 모델명 shocka-coll인 제품을 구입하여 사용하였다. 실험에 사용된 마라톤화는 <그림 3>이다.

IV. 연구 결과

본 연구에서는 맨발과 운동화의 후족제어 변인을

표 3. 초기 회내 운동

형태	측정변수	착용유무	M±SD(degree)	t-value
보행	초기 아킬레스 건각	맨 발	176.87±3.08	-1.916
		마라톤화	181.48±5.03	
	초기 후족각	맨 발	96.42±0.40	5.370**
		마라톤화	89.97±1.46	
주행	초기 아킬레스 건각	맨 발	174.79±6.31	-1.884
		마라톤화	180.84±4.69	
	초기 후족각	맨 발	100.42±3.95	3.893**
		마라톤화	93.97±0.94	

** : p< .01

촬영한 영상 분석을 통하여 보행 및 주행시 후족 제어 변인을 Ariel Dynamics사의 Ariel Performance Analysis System (APAS) 프로그램을 이용하여 수치화하고 평균과 표준 편차를 구하였다. 맨발과 마라톤화의 후족제어 변인들의 유의성 검토를 위해 통계처리 하여 나타난 결과는 다음과 같다.

1. 초기 회내 운동

보행시 초기 회내 운동은 <표 3>과 <그림 4>에서 보는바와 같이 초기 아킬레스 건각은 맨발에서 176.87±3.08° 마라톤화에서 181.48±5.03°로 마라톤화에서 4.61°크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았고, 초기 접지시(hill contact) 맨발과 마라톤화에서 각각 96.42±0.40° 와 89.97±1.46°로 마라톤화에서 6.45°더 높았으며 통계적으로도 유의 (p< .001)하게 나타났다.

주행시 초기 회내 운동은 <표 3>과 <그림 5>에서 보는바와 같이 초기 아킬레스 건각은 맨발에서

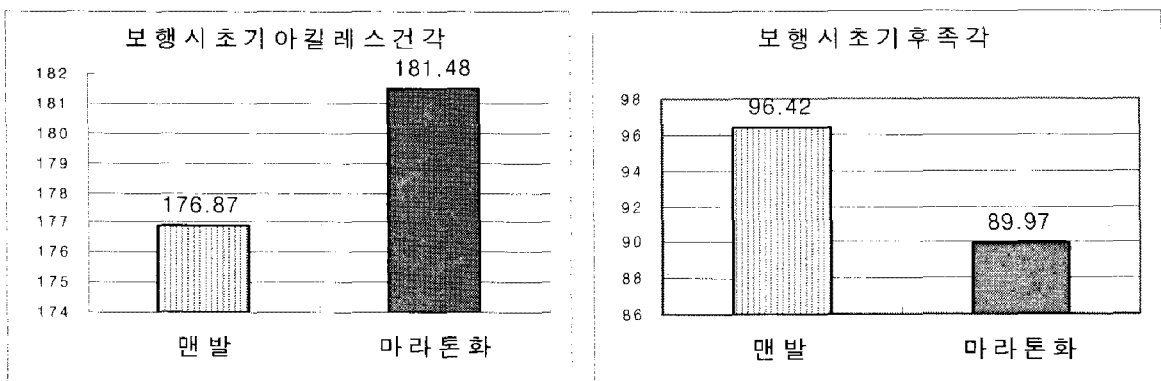


그림 4. 보행시 초기 회내

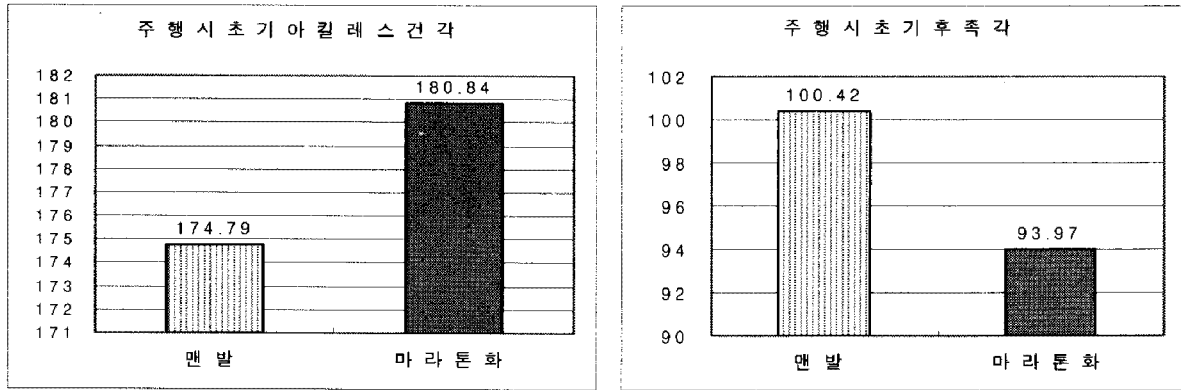


그림 5. 주행시 초기 회내

174.79±6.31° 마라톤화에서 180.84±4.69° 로 마라톤화에서 6.05°크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았다. 초기 후족각은 맨발에서 100.42±3.95°와 마라톤화에서 93.97±0.94°로 맨발에서 6.4°로 더 높았으며 통계적으로도 유의(p< .01)하게 나타났다.

2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

보행시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각은 <표

4>와 <그림 6>에서 보는 바와 같이 최대 아킬레스 건각은 맨발에서 178.84±3.33°과 마라톤화에서 185.32±4.30°로 마라톤화가 6.48° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의(p< .05)하게 나타났다. 최소 후족각은 맨발에서 94.94±0.29°, 마라톤화에서 88.69±1.03°로 맨발에서 6.25°더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의(p< .001)하게 나타났다.

주행시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각은 <표 4>와 <그림 7>에서 보는 바와 같이 최대 아킬레스

표 4. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

형태	측정변수	착용유무	M±SD(degree)	t-value
보행	최대 아킬레스 건각	맨 발	178.84±3.33	-2.468*
		마라톤화	185.32±4.30	
보행	최소 후족각	맨 발	94.94±0.29	14.274***
		마라톤화	88.69±1.03	
주행	최대 아킬레스 건각	맨 발	179.70±4.23	-2.180
		마라톤화	184.94±4.09	
주행	최소 후족각	맨 발	96.30±3.07	4.307**
		마라톤화	90.84±0.44	

* : p< .05 ** : p< .01 *** : p< .001

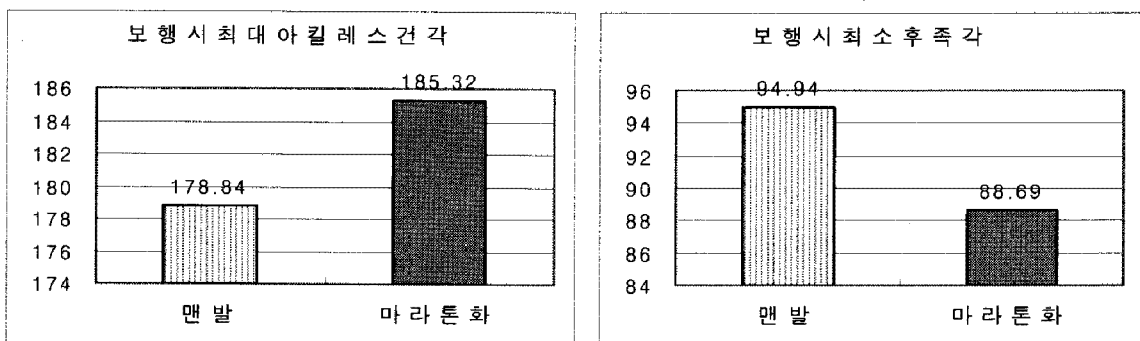


그림 6. 보행시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

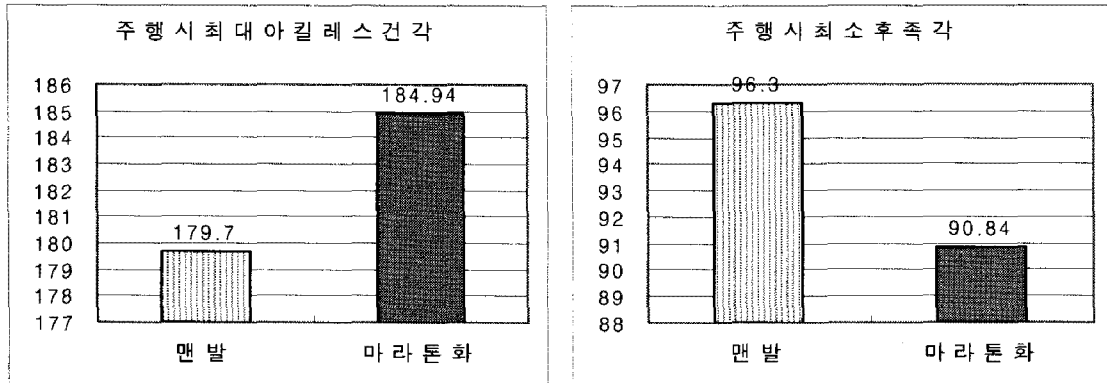


그림 7. 주행시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

건각은 맨발에서 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 와 마라톤화에서 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 마라톤화가 5.24° 더 높이 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 최소 후족각은 맨발에서 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 마라톤화에서 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 맨발에서 5.46° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .01$)하게 나타났다.

위는 <표 5>와 <그림 8>에서보는 바와 같이 아킬레스 건각의 각변위는 맨발에서 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 과 마라톤화에서 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 마라톤화에서 1.81° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족각의 각변위는 맨발에서 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 과 마라톤화에서 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 마라톤화에서 0.9° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

3. 아킬레스 건각과 후족각의 각변위

보행시 아킬레스 건각의 각변위와 후족각의 각변

위는 <표 5>와 <그림 9>에서 보는바와 같이 아킬레

표 5. 아킬레스 건각과 후족각의 각변위

형태	측정변수	착용유무	M±SD(degree)	t-value
보행	아킬레스 건각의 각변위	맨 발	6.39 ± 0.83	-2.195
		마라톤화	8.20 ± 1.85	
	후족각의 각변위	맨 발	2.32 ± 0.51	-1.444
		마라톤화	3.22 ± 1.44	
주행	아킬레스 건각의 각변위	맨 발	6.94 ± 2.58	-0.141
		마라톤화	7.14 ± 2.34	
	후족각의 각변위	맨 발	4.94 ± 1.09	-0.150
		마라톤화	5.07 ± 1.75	

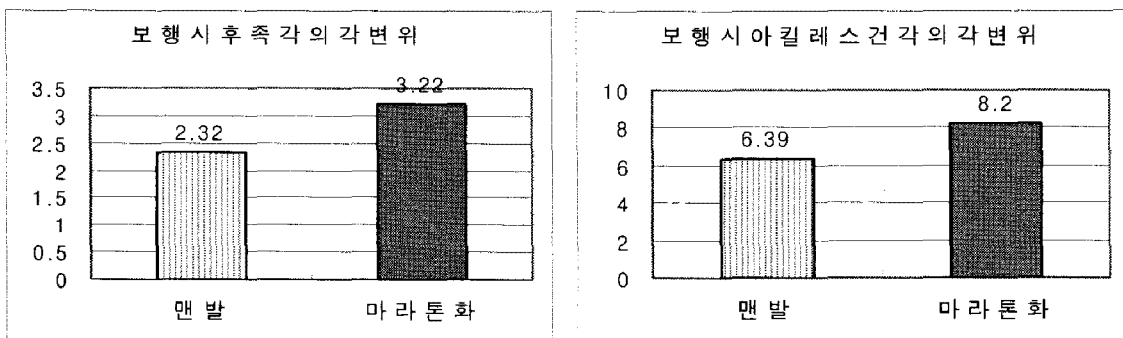


그림 8. 보행시 아킬레스 건각과 후족각의 각변위

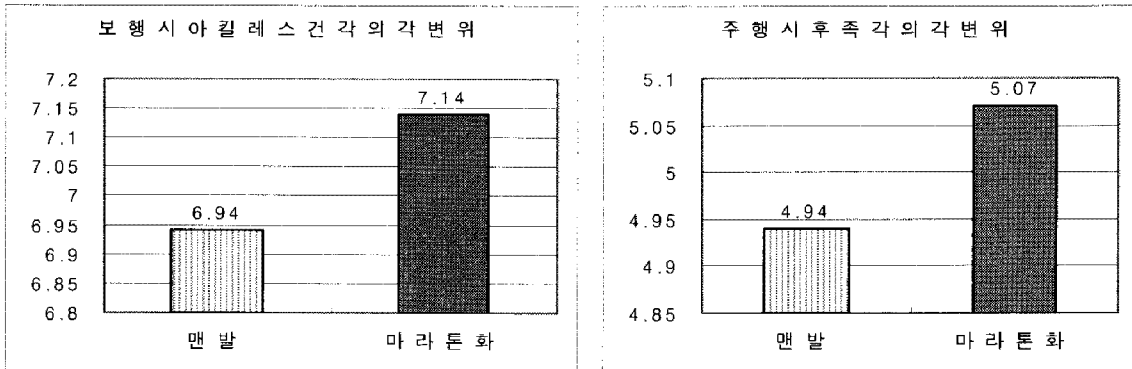


그림 9. 주행시 아킬레스건각과 후족각의 각변위

스 건각의 각변위는 맨발에서 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 와 마라톤화에서 $7.14 \pm 2.34^\circ$ 로 마라톤화에서 0.20° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족각의 각변위는 맨발에서 $4.94 \pm 1.09^\circ$ 와 마라톤화에서 $5.07 \pm 1.75^\circ$ 로 마라톤화에서 0.13° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

보행시 이지 아킬레스 건각은 <표 6>과 <그림 10>에서 보는 바와 같이 맨발은 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 3.88° 더 높게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)를 보였다.

주행시 이지 아킬레스 건각은 <표 6>와 <그림 10>에서 보는 바와 같이 맨발은 $178.37 \pm 19.28^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 7.11° 더 높게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)를 보였다.

4. 이지(take-off) 아킬레스건각

표 6. 이지 아킬레스 건각

형태	측정변수	착용유무	M±SD(degree)	t-value
보행	이지 아킬레스 건각	맨 발	177.62 ± 8.78	2.017*
		마라톤화	173.74 ± 16.31	
주행	이지 아킬레스 건각	맨 발	178.37 ± 19.28	2.418*
		마라톤화	171.26 ± 12.18	

* : $p < .05$

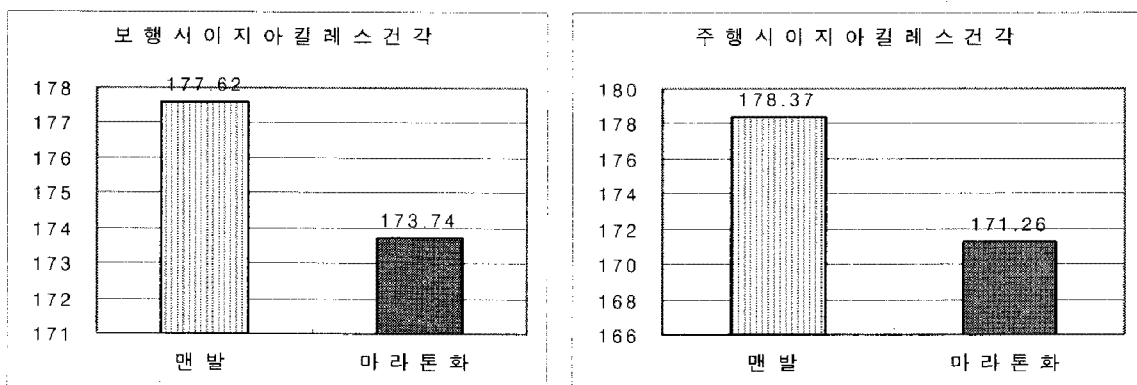


그림 10. 이지 아킬레스 건각

V. 논 의

1. 초기 회내 운동

초기 회내운동은 총 접지시간의 10분의 1시점에서 회내운동으로서 발의 충격흡수 측면에서 볼 때 착지시 충격력(impact force)이 나타나는 시기와 일치하기 때문에 매우 중요한 의미를 지닌다(곽창수, 1993).

Mann(1980)은 초기 회내운동이 일어날 때 거골하 관절의 외변은 경골의 내측회전을 야기시키며, 이것은 무릎, 허리 등으로 전달되어 하지의 수평면상의 운동을 증가시키기 때문에 부상을 유발할 수 있다고 하였다. 이 시점에서의 아킬레스건각이 크면 거골하 관절(subtalar joint)에 부하가 많이 걸리고, 발목주변의 근육이나 인대에 더 많은 부하를 주게 되어 부상을 초래할 가능성이 많은 것으로 알려져 있다(이우창, 2001).

정길석(2002)은 초기 아킬레스 건각이 크면 거골하 관절에 부하가 많이 작용하게 되고, 또한 운동화 뒤꿈치의 중앙과 발바닥의 접지부분을 연결한 지레의 저항이 커지기 때문에 발목 주변의 근육이나 인대에 더 많은 힘이 작용하게 되어 부상을 초래할 가능성이 많다. 따라서 이론적으로 초기 아킬레스 건각이 작을수록 유리하다고 할 수 있다고 하였다.

본 연구에서는 보행시 초기 아킬레스 건각은 맨발에서 $176.87 \pm 3.08^\circ$ 마라톤화에서 $181.48 \pm 5.03^\circ$ 로 마라톤화에서 4.61° 크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았고, 초기 후족각은 맨발과 마라톤화에서 각각 $96.42 \pm 0.40^\circ$ 와 $89.97 \pm 1.46^\circ$ 로 마라톤화에서 6.45° 더 높았으며 통계적으로도 유의($p < .001$)하게 나타났다.

주행시 초기 아킬레스 건각은 맨발에서 $174.79 \pm 6.31^\circ$ 마라톤화에서 $180.84 \pm 4.69^\circ$ 로 마라톤화에서 6.05° 크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았다.

초기 후족각은 맨발에서 $100.42 \pm 3.95^\circ$ 와 마라톤화에서 $93.97 \pm 0.94^\circ$ 로 맨발에서 6.4° 로 더 높았

으며 통계적으로도 유의($p < .01$)하게 나타났다.

이중훈, 김재필(1999)의 연구와 곽창수(1993) 연구에서 초기 아킬레스건각의 변화량은 중저 정도의 차이에 따라 영향을 받지 않는다고 했다. 발바닥의 피부와 조직이 충격을 흡수하는 중저와 같은 역할을 한다고 볼 때 이는 본연구에서 통계적으로 유의하지 않은 결과와 일치 했다. 주행시 초기 아킬레스 건각의 값 또한 정석길(2000)년의 노인과 젊은이의 비교 연구에서의 값과 거의 일치 하였으며, 통계적으로 유의하지 않은 것 또한 일치 하였다.

류지선, 이연종(1996)은 밑창이 납작한 신발이 각변위가 적다고 반드시 부상 예방에 적합한 신발이라고 할 수 없다. 그것은 밑창이 납작한 신발은 지면과 접촉시 충격을 적절히 흡수시키는 쿠션이 결여된 관계로 충격이 바로 관절로 이동되어 상해 유발의 가능성이 증가하기 때문이다. 라고 한것과 초기 회내에서 수치적으로 마라톤화가 더 높게 나타난 것은 초기에 충격력(impact force)이 발생하면 충격력을 발바닥부위가 착지되면서 중저에서 충격을 흡수하는 기능을 수행하기 때문에 거골하 관절의 회전이 늦어져서 나타나는 현상으로 사료된다.

2. 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각

최대 아킬레스건각은 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 지면에서 떨어지는 순간까지의 아킬레스건각 중 가장 큰 각도를 나타낸 것으로서, 회내 동작이 가장 컸음을 나타낸다(이우창, 2002)

최대 아킬레스 건각의 적정 크기에 대해서는 정확한 해답을 못 찾고 있는 실정이다. 일반적으로 최대 아킬레스 건각이 작을수록 좋다고 한다(정석길, 2002).

또한 아직까지 최대 회내운동의 크기가 어느 정도 일때 부상이 발생되는지는 정확히 알려져 있지 않다(Garrick, Requa. 1973).

보행시 최대 아킬레스 건각과 최소 맨발에서 $178.84 \pm 3.33^\circ$ 와 마라톤화에서 $185.32 \pm 4.30^\circ$ 로

마라톤화가 6.48° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .05$)하게 나타났다. 최소 후족각은 맨발에서 $94.94 \pm 0.29^\circ$, 마라톤화에서 $88.69 \pm 1.03^\circ$ 로 맨발에서 6.25° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .001$)하게 나타났다.

주행시 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각 최대 아킬레스 건각은 맨발에서 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 과 마라톤화에서 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 마라톤화가 5.24° 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 최소 후족각은 맨발에서 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 마라톤화에서 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 맨발에서 5.46° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .01$)하게 나타났다.

본 연구에서는 보행시 맨발과 마라톤화에서 마라톤화의 최대 아킬레스 더 높게($p < .05$)나 난 것은 신발의 높이와 마라톤화의 중저의 경도 때문에 발생한 것으로 사료된다. 류지선, 이연종(1996)은 밑창이 두꺼운 신발이 지면과 접촉시 앞뒤 굽이 같은 높이를 지닌 관계로 모멘트 팔이 길어져 회내운동이 크게 이루어진 것으로 본다면 맨발과 마라톤화를 비교 시 마라톤화의 밑창의 두께가 더 두껍다고 볼 수 있기 때문이다. 또한 부진우(2001)는 진화론적인 관점에서 인간의 발에 종골(calcaneus) 아래의 지방패드가 충격흡수제로 사용되어 왔다. 이 패드는 종골의 아래부분에서 발뒤꿈치 바깥쪽 피부까지 약 20mm 정도의 두께를 가진다. 라고 했으며, 중저가 부드러운 재질의 디자인은 대부분의 선수들에게 적합하지만 후족제어가 필요한 선수들에게는 부정적인 결과를 초래할 수도 있다. 라고 했다. 따라서 본 연구에서 나타난 바와 같이 마라톤화의 중저가 맨발의 종골패드보다 연질이라고 볼 때 본 연구의 결과 일치 하였다.

최대 아킬레스 건각의 적정 크기에 대해서는 그동안 일부 학자들 사이에 논란이 있어 왔고 아직까지 명확한 해답을 찾지 못하고 있는 실정이다(곽창수, 이계산, 1997). 최대 아킬레스 건각을 작게 했을 경우 농구 선수의 발목과 무릎부위의 부상이 적었다(Garrick and Requa, 1973)는 점을 고려하면 최대 아킬레스 건각이 적은 맨발이 마라톤화에

서 보다 발목 부상의 위험이 낮다고 볼 수 있다.

3. 아킬레스 건각과 후족각의 각변위

아킬레스 건각의 총 각 변위는 지면과의 접지 중에 나타나는 최대 아킬레스 건각에서 최초 아킬레스 건각을 뺀 차이를 나타낸 것으로 지면과의 접지 전 과정을 통하여 발목에 회내운동이 일어난 정도를 말한다. 아킬레스 건각의 각 변위는 작을수록 좋다(정석길, 2000).

보행시 아킬레스 건각의 각변위와 후족각의 각변위는 맨발에서 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 과 마라톤화에서 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 마라톤화에서 1.81° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족각의 각변위는 맨발에서 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 과 마라톤화에서 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 마라톤화에서 0.9° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

주행시 아킬레스 건각의 각변위와 후족각의 각변위는 맨발에서 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 과 마라톤화에서 $7.14 \pm 2.34^\circ$ 로 마라톤화에서 0.20° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족각의 각변위는 맨발에서 $4.94 \pm 1.09^\circ$ 과 마라톤화에서 $5.07 \pm 1.75^\circ$ 로 마라톤화에서 0.13° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

본 연구에서는 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았지만 보행과 주행시 모두 마라톤화에서 아킬레스 건각의 각변위가 더 높은 변화량으로 보인 것은 중저의 경도가 연질 일수록 회내 운동이 크게 나타나며 그 범위는 7~15° 정도가 된다(Cavanagh, 1980; Clarke 등, 1984; Nigg, 1986, 1987; Subotnick, 1981).는 연구의 결과와 일치 하였다. 또한 전반적으로 각변위의 수치가 이연종, 류지선(1998), 정석길(2000)등의 값보다 작게 나온 것은 운동장이나 맨바닥이 아닌 트레드밀이기 때문에 트레드밀 자체의 충격흡수 기능이나 바닥의 경도 때문에 이와 같은 결과가 나타난 것으로 사료된다.

Frederick, 1987; Nigg(1986)의 연구에 의하

면 운동장보다는 트레드밀에서 달리기를 할 때 최대 아킬레스건각이 작다는 보고가 있기 때문이다.

또한 신발바닥의 두께, 모양, 뒤꿈치받이(Heel Counter), 깔창(Insol) 등에 따라서 달라진다(Stacoff and Kaelin, 1983). 라는 주장을 감안할 때 충분히 차이가 발생 할 수 있다고 사료된다.

4. 이지(take-off) 아킬레스건각

이지 회외운동(take-off supination)은 이지시 발목이 전족의 외측으로 움직이는 현상으로서 후족의 내측회전과 관련이 있기 때문에 아킬레스건 통증의 원인이 된다. 또한 이지 회외운동은 운동방향이 측방으로 작용하기 때문에 운동수행에 부정적인 영향을 미친다. 그러므로 이지 회외운동에 영향을 미치는 요인을 분석하여 이를 감소시키는 방안을 강구하는 것이 무엇보다 중요하다(곽창수, 1993).

본 연구에서는 보행시 맨발은 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 3.88° 더 높게 나타났으나 통계적으로 유의($p < .05$)한 차이를 보였다. 주행시 이지 아킬레스건각은 맨발은 $178.37 \pm 19.28^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 7.11° 더 높게 나타났으며 통계적으로 유의($p < .05$)한 차이를 보였다. 본 연구에서도 류지선, 이연중(1996)의 연구와 곽창수(1993), 이연중, 유지선(1998)의 연구결과와 일치 하였으며, 또한 대부분의 신발의 경우 $20 \sim 25^\circ$ 의 이지 회외운동을 일으키며 맨발로 달릴때는 회외운동이 거의 일어나지 않는다(Nigg, 1987). 는 연구 결과와 일치하였다.

발이 지면과 완전히 접촉한 후 거골하 관절은 서서히 이지를 하기 위해서 회외 운동을 하면서 전방으로 몸을 추진하기 시작한다. 이때 과도한 회외운동은 아킬레스건의 과도한 긴장을 초래하여 하지상해의 원인이 된다. 선행 연구에 의하면 맨발로 달리기시 이지 아킬레스건각은 180° 에 근접하나 운동화 착용은 회외 운동을 증가시킨다고 하여 운동화의 영향을 지적하였다(Nigg, 1986).

이러한 결과들은 이지시 회외운동이 신발조건과 밀접한 관계가 있음을 시사하는 내용이다. 본 연구의 결과에 따르면 이지시 아킬레스건각의 회외량은 맨발이 거의 일어나지 않아 우수한 후족 제어 성능을 가진 것으로 보이나 그것은 마라톤화가 신발의 중요 기능인 충격흡수 기능을 수행하고자 외전되는 과정에 나타나는 현상으로 사료된다.

VI. 결론

본 연구는 2차원 영상분석 시스템을 이용하여 정상족이며 후족 착지형인 20대의 정상 남자 6명을 대상으로 트레드밀상에서 맨발과 마라톤화를 착용하고 보행과 주행을 실시하여 후족제어 변인을 측정 비교하고 그 측정 내용을 t-test로 검증하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 초기 회내 운동에서는 보행시 맨발에서 $176.87 \pm 3.08^\circ$ 마라톤화에서 $181.48 \pm 5.03^\circ$ 로 마라톤화에서 4.61° 크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았고, 초기 후족각은 맨발과 마라톤화에서 각각 $96.42 \pm 0.40^\circ$ 와 $89.97 \pm 1.46^\circ$ 로 마라톤화에서 6.45° 더 높았으며 통계적으로도 유의($p < .001$)하게 나타났다.

주행시 맨발에서 $174.79 \pm 6.31^\circ$ 마라톤화에서 $180.84 \pm 4.69^\circ$ 로 마라톤화에서 6.05° 크게 나타났으나 통계적으로 유의하게 나타나지 않았다. 초기 후족각은 맨발에서 $100.42 \pm 3.95^\circ$ 와 마라톤화에서 $93.97 \pm 0.94^\circ$ 로 맨발에서 6.4° 로 더 높았으며 통계적으로도 유의($p < .01$)하게 나타났다.
- 2) 최대 아킬레스 건각과 최소 후족각에서는 보행시 최대 아킬레스 건각은 맨발에서 $178.84 \pm 3.33^\circ$ 과 마라톤화에서 $185.32 \pm 4.30^\circ$ 로 마라톤화가 6.48° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .05$)하게 나타났다. 최소 후족각은 맨발에서 $94.94 \pm 0.29^\circ$, 마라톤화에서 $88.69 \pm 1.03^\circ$ 로 맨발에서 6.25° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .001$)하게 나타났다.

주행시 최대 아킬레스 건각은 맨발에서 $179.70 \pm 4.23^\circ$ 과 마라톤화에서 $184.94 \pm 4.09^\circ$ 로 마라톤화가 5.24° 더 높이 나타났으며 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다. 최소 후족각은 맨발에서 $96.30 \pm 3.07^\circ$, 마라톤화에서 $90.84 \pm 0.44^\circ$ 로 맨발에서 5.46° 더 높게 나타났으며 통계적으로도 유의($p < .01$)하게 나타났다.

- 3) 아킬레스 건각과 후족각의 각변위에서는 보행시 아킬레스 건각의 각변위는 맨발에서 $6.39 \pm 0.83^\circ$ 과 마라톤화에서 $8.20 \pm 1.85^\circ$ 로 마라톤화에서 1.81° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

후족각의 각변위는 맨발에서 $2.32 \pm 0.51^\circ$ 과 마라톤화에서 $3.22 \pm 1.44^\circ$ 로 마라톤화에서 0.9° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

주행시 아킬레스 건각의 각변위는 맨발에서 $6.94 \pm 2.58^\circ$ 과 마라톤화에서 $7.14 \pm 2.34^\circ$ 로 마라톤화에서 0.20° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다. 후족각의 각변위는 맨발에서 $4.94 \pm 1.09^\circ$ 과 마라톤화에서 $5.07 \pm 1.75^\circ$ 로 마라톤화에서 0.13° 더 높게 나타났으나 통계적으로는 유의한 차이를 보이지 않았다.

- 4) 이지(take-off) 아킬레스건각

보행시 이지 아킬레스 건각은 맨발은 $177.62 \pm 8.78^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $173.74 \pm 16.31^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 3.88° 더 높게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)를 보였다.

주행시 이지 아킬레스 건각은 맨발은 $178.37 \pm 19.28^\circ$ 로 나타났고, 마라톤화는 $171.26 \pm 12.18^\circ$ 로 나타났으며 맨발에서 7.11° 더 높게 나타났으나 통계적으로 유의한 차이($p < .05$)를 보였다.

행 동작에 미치는 효과. 서울대학교 석사학위 논문, 7
곽창수(1993). 운동화 중저의 경도가 주행시 발바닥의 압력 분포와 충격흡수에 미치는 영향. 서울대학교 박사학위 논문, 2, 65, 70, 75

김석관(2000). 신발산업의 기술혁신 패턴과 전개방향. 과학 기술정책연구원, P72.

김지연(2000). 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행의 운동역학적 분석. 이화여자대학교 박사 학위논문, 1~2, 8

김현수(2001). 달리기시 하지의 해부학적 상해 요인이 후족의 회내, 경골의 내측회전, 그리고 수직충격력에 미치는 영향. 연세대학교 석사 학위 논문, 1, 7

류지선, 이연중, 문동안(1996). 주행시 케주얼화의 후족움직임의 운동학적 분석. 한국체육학회지, 34, 609~615

부진후(2001). 러닝 시 충격에 의한 신체 각 부위의 가속도 전달 특성. 동아대학교 박사 학위 논문, 22

이연중, 류지선(1998). 주행 시 체중에 따른 운동화 중저 경도가 충격 흡수 및 후족 제어에 미치는 영향. 한국체육학회지, 37(3), 338~348

이영숙(1996). 육상선수의 운동상해에 관한 조사. 이화여자대학교 석사 학위 논문 30~31

이우창(2001). 러닝화의 경도 차이가 후족 제어 및 충격력에 미치는 영향 분석. 동아대학교 석사 학위 논문, 1, 2, 4, 5, 32

이종훈, 김재필(1999) 비만 남자의 달리기 시 운동화 중저 경도가 후족제어에 미치는 영향. 한국체육학회지, 38(4), 512~528

윤남식, 이정옥, 김지연(2001). 트레드밀 운동시 속도와 경사도에 따른 운동역학적 변인의 특성비교. 한국유산소운동과학회지, 5(1), 49~68.

정석길(2000). 노인의 발 유형 및 보행특성에 따른 신발디자인의 인간공학적 연구. 동아대학교 박사학위 논문, 76~79

정석길(2002.) 보행시 노인의 발목관절 동작에 관한 연구. 산업지인 연구지, 2권, 5~6

최규정, 권희자(2003). 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교 분석. 한국운동역학회지, 12(2), 169

최순복(2001). 발의 불편감에 영향을 미치는 구두 형태 및 보행특성. 건국대학교 박사학위 논문, 1

Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., Morrissey, M. C.(1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434~440.

Cavanagh, P. R., and LaFortune, M. A.,(1980). Ground

참고문헌

강인혁(2001). 발목관절지지 방법이 발목관절 상해자의 보

- reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397~406
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., and Cooper, L. B.,(1982). The effect of shoe cushioning uper selected force and temporal parameters in running. *Med. Sci. Sports Exercise*, 14(2), 144
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., and Hamill, C. L.,(1983). The effect of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med. Sci. Sports Exercise*, 15(5), 376~381
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., and Hamill, C. L.,(1984). The study of rearfoot movement in running. In *Sport Shoes and Playing Surfaces*. E.C., Frederick Ied. Champaign, Ill. : Human Kinetics Publishers, Inc., pp. 166-189.
- Elliott, B. C., & Blanksby, B. A.(1976). A cinematic graphic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine And Science In Sports*. 8(2), 84~87.
- Leuh, S. .,Frederick, E. C., Hawes, M. R., and Nigg, B. M.(1986). Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. *Int. J. Sport Biomech*, 2(3), pp. 166~174.
- Mann, R. A.(1980). Biomechanics of Running, In *Symposium on the foot and leg in running sports*. R. P. Mack(ed), st. Louis. The C. V. Mosby Co; 1-29.
- Nigg, B. M (1996). *Biomechanics of Running Shoe*. Champaign, Ill : Human Kinetics.
- Scott, S. H., & winter, D. A.(1990). Internal forces at chronic running injury sites. *Medicine and Science In Sports Exercise*, 22(3), 357~369.
- Stacoff. A., and Kaekin, X(1983). Pronation and sportshoe design. In B. M. Nigg & B. A. Kerr(eds.), *Biomechanical aspects of sport shoes and palying surface*. 143~151. Calgary : University Printing.
- Subotnick, S.I,(1981). The flat foot. *Phsician and Sports Medicine*, 9, 85~91.

투 고 일 : 04월 30일
 심 사 일 : 05월 10일
 심사완료일 : 05월 20일