

런닝화의 경도 차이가 후족 제어 및 충격력에 미치는 영향 분석

An Effect Analysis of Rearfoot Movement and Impact force by Different Design
of Running Shoes Hardness

이동춘*

(Lee, Dong-Choon)

이우창**

(Lee, Woo-Chang)

Abstract

The midsole hardness of athletic footwear affects capability of absorbing impact shock and controls rearfoot movement during running and walking. The prior studies were focused on examining the proper hardness of footwear for rearfoot movement or to finding effective hardness for absorbing impact shock. The displacements of maximal Achilles tendon angle described a amount of pronation motion is decreased when medial hardness of midsole is large more than lateral. Increasing hardness of footwear midsole are effected to reduce maximum and intial pronation angle, but declined the ability of impact shock during heelstrike. For determination of effectiveness hardness of midsole, therefore, the study that makes a compromise between rearfoot movement and absorbing impact during footstrike must be performed.

The purpose of this study is to examine quantitative values of rearfoot control and absorbing impact shock with different hardness of medial and lateral midsole on heel portion. The results are useful to define biomechanical hardness of midsole for developing running shoes. As variable for impact shock, accelerations onto shank and knee are measured during 4 running speeds (5, 7, 9, 11km/h). Also, maximum and 10% pronation angle (Achilles tendon angle) were measured using high-speed camera.

1. 서론

보행연구(gait analysis)는 신체동작을 운동학적으로 해석하고, 신체의 하중과 운동에 의해서 발생하는 반력이 신체의 각 관절에 어떻게 작용하는가를 예측하고 분석하는 것이다.

보행과 관련된 연구들은 후족 운동에 중점을 둔 연구들 이였다. 후족 운동이라 함은

* 동아대학교 산업시스템공학과 교수

** 동아대학교 산업시스템공학과 석사

후면에서 바라본 발목의 운동으로 아킬레스건각과 후족각의 크기로 나타내는 것이 일반적이다[1].

Light는 신발 바닥의 경도에 따라서 신체 각 부위의 가속도 크기가 다르게 나타난다고 하였다[2]. 신발 바닥의 경도에 따라서 보행시에는 중력가속도의 2~8배의 가속도가 경골(tibial)에서 나타났고, 치아(teeth)에서는 1배미만의 가속도가 나타났다. 신발의 경도와 관련한 기존의 연구에서는 주로 경도에 따른 후족 제어의 정도를 파악하여 후족 제어에 가장 적절한 신발의 경도를 찾거나, 충격흡수에 가장 좋은 경도를 파악하는데 중점을 둔 연구들이었다. 그러나, 신발의 경도가 낮을수록 충격흡수는 좋으나, 후족 제어에는 부정적인 영향을 준다. 따라서, 효율적인 신발의 경도를 결정하기 위해서는 후족 제어나 충격흡수의 두가지 기능을 절충한 연구를 할 필요가 있다.

2. 연구방법 및 범위

후족 제어를 연구하는 방법으로 가장 많이 사용되는 방법은 피실험자로 하여금 트레이드밀 위를 걷거나 뛰게 하고, 고속카메라를 이용하여 후족 부위를 촬영하여 프레임 별로 나누어 발뒤꿈치가 지면에 닿는 순간부터 전족이 지면에서 떨어지는 순간까지의 각도를 분석하는 것이다. 충격력 실험은 충격 전달이 잘되는 뼈에 부착하는 것이 가장 효과적인 방법이지만, 현실적으로 불가능하다. 따라서, 뼈와 피부가 가장 근접한 부위에 가속도계를 부착하여 실험하는 방법이 널리 사용되고 있다.

본 연구에서는 피실험자의 왼쪽 하지의 경골(shank)과 무릎(knee) 그리고 머리부위에서는 치아(teeth)에 Bite-bar를 이용하여 가속도 값을 측정하였다.

3. 후족 제어 및 충격력 특성 실험

3.1 피실험자

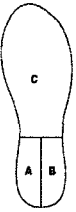
본 연구의 실험에는 어떠한 종류의 상해나 질환의 경험이 없고, Röhrer의 신체충실지수에서 정상그룹에 속한 12명의 대학 및 대학원생이 참여하였다.

12명의 피실험자는 이 신체충실지수에 근거한 정상그룹에 속하였고, 그들의 평균 연령은 24.8 ± 4.27 세이고, 평균 신장은 173.8 ± 5.28 [cm], 평균 몸무게는 65.7 ± 6.54 [kg]이었다.

3.2 실험장치

피실험자의 인체 측정에 사용된 장치는 마틴식 인체계측기(Martin typed anthropometry)이고, Treadmill(InterRack 3025), 그리고 후족 제어 측정을 위한 고속카메라(GR-DVL 9800 : JVC)와 충격력 측정을 위해서 가속도계를 썼으며, 신발은 내·외측 경도를 서로 달리한 6켈레를 시험 제작하였다.

Table 1. Differently designed hardness of shoes for the experiment (Shore A)

	shoes	Forefoot(C)	Medial Rearfoot(A)	Lateral Rearfoot(B)
	shoes 1	60	40	60
shoes 2	60	50	60	60
shoes 3	60	60	40	60
shoes 4	60	60	60	50
shoes 5	60	60	60	70
shoes 6	60	70	60	60

3.3 실험조건 및 분석방법

피실험자들은 내·외측 경도가 서로 다른 6종류의 신발과 보행 및 런닝 속도를 5 [km/h], 7 [km/h], 9 [km/h], 11 [km/h]의 4가지 수준으로 실험조건에 따라 24회의 실험을 하게 되고, 데이터는 안정된 상태에서 15초 간에 걸쳐 진동 가속도와 고속카메라에 의해 녹화되었다. 120 [frame/sec]의 고속카메라에 녹화된 후속 제어 데이터와 충격 가속도 데이터는 3회의 반복을 통해 아킬레스건각과 후족각을 각각 3회씩 분석하여 평균값을 취하였다.

보행 및 런닝과 관련하여 최대 아킬레스건각은 발의 회내, 회외 동작에 대해서 직접적인 각도로 설명되고 있으나, 후족각은 아킬레스건각의 보조적인 각도로 사용되고 있다.

따라서, 본 연구에서는 아킬레스건각에 중점을 두어 분산분석을 실시하였다. 후속 제어와 관련된 모수[3]를 정리하면 다음과 같다.

- β_0 : 초기 아킬레스건각(Initial Achilles tendon angle) - 발이 지면과 접촉하는 시점의 아킬레스건각
- $\beta_{10\%}$: 초기 회내(Initial pronation) - 지면 접촉후 전체 지면 접촉시간의 10%일때의 아킬레스건각
- β_{pro} : 최대 아킬레스건각(Maximal Achilles tendon angle) - 회내동작이 최대일때의 아킬레스건각
- $\Delta \beta_{pro}$: 전체 회내량(Total pronation) - 지면접촉동안의 아킬레스건각의 총 변화량

4. 실험결과 및 분석

4.1 후속 제어 결과

후속 제어와 관련된 아킬레스건각의 모수 β_0 , $\beta_{10\%}$, β_{pro} 를 측정된 결과는 Table 2 과 같다. 지면과 발이 접촉한 후 10%에 해당하는 시점으로, 이 시점에서 아킬레스건각이 크면 거골하 관절에 부하가 많이 생기며, 발목 주변에 많은 부하를 주어 부상을 초래할 가능성이 많다.

Table 2. Raw data of rearfoot movement (°)

Speed[km/h]	Shoes	β_0	$\beta_{10\%}$	β_{pro}	$\Delta \beta_{pro}$	Speed[km/h]	β_0	$\beta_{10\%}$	β_{pro}	$\Delta \beta_{pro}$
5	1	188.47	193.82	212.80	24.33	9	188.51	190.96	209.28	20.77
	2	190.03	195.23	213.19	23.16		190.36	189.62	210.73	20.37
	3	188.83	191.50	204.42	15.58		185.15	187.43	204.55	19.39
	4	187.81	191.50	205.44	17.63		185.56	187.77	206.77	21.21
	5	185.54	191.24	211.23	25.69		180.56	187.82	202.46	21.96
	6	186.62	189.67	207.05	20.44		185.28	187.50	202.28	17.00
7	1	188.93	191.86	213.68	24.75	11	185.29	191.60	207.96	22.66
	2	189.83	192.49	215.63	25.80		184.41	191.70	207.73	23.32
	3	186.05	185.75	207.44	21.39		187.56	188.39	207.96	20.40
	4	184.69	185.78	204.91	20.21		188.69	189.21	206.88	18.19
	5	182.30	185.65	207.57	25.27		180.04	188.19	201.11	21.07
	6	183.07	185.70	204.52	21.45		181.49	186.97	198.42	16.93

아킬레스건각($\beta_{10\%}$)은 속도(P=0.0025)와 신발(P=0.0014)에서 유의한 차이를 보였다. 그러나, 두 인자간의 교호작용에는 유의한 차이를 보이지 않았다(P=0.9988).

속도의 증가에 따라서는 감소하는 경향을 보이고 있으며, 신발 1과 신발 2 그리고 신발 3, 4, 5, 6으로 크게 두 분류로 구분되고 있다. 내측이 외측보다 경도가 10 정도 높은 신발 6에서 아킬레스건각이 가장 작게 나타났다.

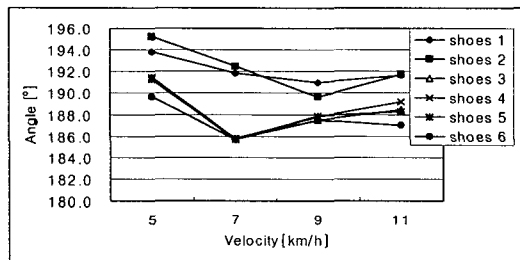


Fig. 1. Initial pronation angle($\beta_{10\%}$)

4.2 충격력 결과

실험 조건에 따른 속도와 신발 그리고 부위간에 측정된 충격력의 크기는 피크치 (peak value)로 구하여 Table 3과 같이 정리하였다. 충격력의 크기는 측정 부위 (P=0.0001), 속도(P=0.0001) 그리고 신발의 종류(P=0.0001)에 따라서 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 그리고, 2인자 교호작용은 측정 부위와 속도(P=0.0001), 측정 부위와 신발의 종류(P=0.0007) 및 속도와 신발의 종류(P=0.0002)간에 모두 유의한 차이를 보였다. 3수준인 측정 부위(인자 A)와 속도(인자 B), 신발의 종류(인자 C)의 교호작용에는 유의한 차이가 없었다.

Table 3. Peak value of the impact forces (G)

Velocity [km/h]	Segment	Shose 1	Shose 2	Shose 3	Shose 4	Shose 5	Shose 6
5	Shank	3.28	3.42	2.97	3.06	3.24	3.21
	Knee	3.03	3.07	2.75	2.88	3.14	2.96
	Teeth	0.76	0.82	0.76	0.83	1.03	0.86
7	Shank	5.82	5.90	4.85	4.86	5.97	5.87
	Knee	5.68	5.86	4.56	4.71	5.72	5.59
	Teeth	1.94	1.87	1.88	1.92	2.08	1.93
9	Shank	7.21	7.25	5.16	5.53	7.13	5.15
	Knee	6.20	5.98	4.80	4.66	6.05	5.06
	Teeth	2.11	2.02	1.58	1.61	2.17	2.11
11	Shank	11.31	11.24	9.99	10.61	12.70	10.47
	Knee	10.78	10.98	9.74	9.96	11.09	10.26
	Teeth	3.37	3.21	2.81	2.80	3.44	3.12

4.2.1 속도에 따른 부위별 가속도

속도에 따른 부위별 가속도 값은 Fig. 2와 같다. 속도가 증가할수록 Shank와 Knee 그리고 Teeth에서의 가속도 값은 증가하였으며, Shank에서 발생한 충격력이 Teeth로 전달되는 과정에서 많은 감쇠를 보이면서 줄어들었다.

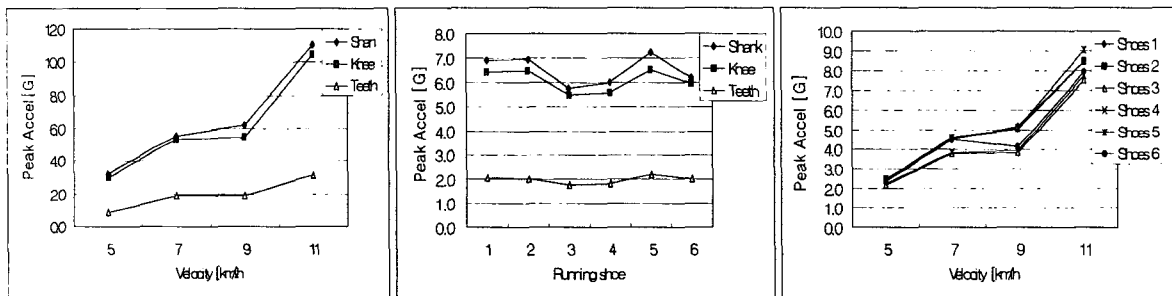


Fig. 2. Acceleration on 3 body segment by running speeds Fig. 3. Acceleration on 3 body segment by 6 running shoes Fig. 4. Acceleration on running shoes by running speeds

4.2.2 신발의 종류에 따른 부위별 가속도

신발의 종류에 따른 부위별 가속도 값은 Fig. 3과 같다. 측정된 부위 모두에서 내측의 경도가 외측의 경도보다 높은 신발 3과 신발 4에서 가속도 값이 작음을 알 수 있는데, 이러한 결과는 충격력은 작지만 오히려 아킬레스건각을 크게 하여 부상의 위험을 줄 수가 있음을 고려하여야 한다. 신발 3과 신발 4의 가속도 값을 제외하면 신발 6의 가속도 값이 작음을 알 수 있다. 이러한 결과는 후족 제어의 $\beta_{10\%}$ 의 분석 결과와 일치한다.

4.2.3 속도에 따른 신발 종류별 가속도

속도가 증가할수록 6종류의 신발에서 가속도 값이 증가하는 경향을 나타내었다. 속도 7 [km/h]과 속도 9 [km/h]에서의 가속도 값은 거의 비슷한 값을 나타내고 있으며, 신발 3과 신발 4의 가속도 값이 작았다. 이러한 결과는 충격 흡수면에서는 효과적이지

만, 후족 제어의 아킬레스건각에 미치는 영향을 고려한다면 신발 6이 적절하다고 할 수 있다.

5. 결론 및 토의

하지의 근골격계는 인간이 보행이나 런닝을 할 때 자연스러운 회내 및 회외 동작을 반복적으로 수행하게 되며, 지면과 접촉시 발생하는 충격력을 흡수할 수 있는 구조로 되어 있다. 하지만, 장시간 보행을 하거나 런닝을 할 때는 자연스러운 근골격계의 역할 만으로는 부상 위험을 예방할 수가 없다. 따라서, 인간공학적 신발의 개발에는 과도한 후족의 회내 동작을 막고, 충격력을 흡수할 수 있도록 설계되어야 한다.

본 연구에서 사용된 런닝화의 내·외측 경도를 동시에 고려한다면 신발 6을 착용하였을 경우에 아킬레스건각의 크기가 가장 적절하였다.

충격력은 속도가 증가할수록 가속도 값이 컸으며, Shank > Knee > Head Teeth 순으로 나타났다. Shank와 Knee에서는 가속도 값의 크기에는 차이가 없었다. 따라서, 충격이 Head Teeth로 전달되는 과정에서 관절에 의해 상당히 감쇠됨을 알 수 있었다.

이러한 연구 결과는 보행 및 런닝시에 발생하는 과도한 회내 동작과 충격력에 대한 자료를 제공함으로써 운동화의 개발에 있어 걱정된 내·외측의 경도를 결정하는데 도움이 될 것으로 생각된다.

참고문헌

- [1] Leuthi, S. M., Frederick, E. C., Hawes, M. R., and Nigg, B. M., "Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis", *Int. J. Sport Biomech*, 2(3), pp. 166-174 (1986).
- [2] Light, L. H., McLellan, G. E., and Klenerman, L., "Skeletal transient on heel strike in normal walking with different footwear", *Journal of Biomechanics*, 13, pp. 477-480 (1980).
- [3] Nigg, B. M., "Experimental techniques used in running shoe research", In *Biomechanics of Running Shoes*, B. M. Nigg(ed.), Champaign, Ill : Human Kinetics Publishers Inc., pp. 27-61 (1986).
- [4] Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., and Stokes, S., "The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running", *J. Biomech*, 20(10), pp. 951-959 (1987).
- [5] Warren, B. L., and Jones, C. T., "Predicting plantar fasciitis in runners", *Med. Sci. Sports Exercise*, 19(1), pp. 71-73 (1987).
- [6] Hamill, J., Freedson, P. S., Boda, W., and Reichsman, F., "Effects of shoe type on cardiorespiratory responses and rearfoot motion during treadmill running", *Med. Sci. Sports Exercise*, 20(5), pp. 515-521 (1988).