이동속도의 증가에 따른 신발평가변인 분석*

곽창수^{1)*} · 전민주²⁾

1) 한림대학교 2) 한림성심대학교

ABSTRACT

Chang-Soo Kwak · Min-Ju Jeon. Analysis of Shoe Evaluation Variables with Increments of Running Velocity. *KINESIOLOGY*, 2016, 18(2): 43-52. **[PURPOSE]** The purpose of this study was to analyze rearfoot control and impact force absorption variables with increments of running velocity, and provide essential data to enhance evaluation of sports shoes. **[METHODS]** Subjects in this study were ten healthy college students with normal foot function and without lower extremity injuries in the past year. Experimental shoes were shoes with a 50 of midsole hardness and 0.74 N/mm of bending stiffness. Motions of lower extremity at 3 different running velocities were analyzed through 3D cinematography and force platform. **[RESULTS]** Initial Achilles tendon angle, Initial 1/10 Achilles tendon angle, Maximal Achilles tendon angle were found to be larger than those reported in previous studies, but initial pronation was smaller while total pronation, compressive angle, torsion angle were similar. Most of the rearfoot angle and impact force absorption variables increased with increments of running velocity in comparisons with the previous studies. **[CONCLUSIONS]** These results indicate that some of the variables were extremely sensitive to running velocity while some were sensitive in a smaller range, and the other were not influenced by different running velocities. So, it is very important to control the running velocity if results should be compared for different shoes. The present study suggest that proper running velocity for shoe evaluation should be within 4th%.

Key words : rearfoot control, impact force, impact absorption, ground reaction force, pressure distribution

주요어 : 후족제어, 충격력, 충격흡수, 지면반력, 압력분포

서론

인체는 걷거나 달리기와 같은 신체활동을 하면 항상 지면으로부터 충격력과 같은 힘을 받는다. 이러한 힘은 곧바로 발을 통하여 우리 인체에 전달되어 관절이나 건, 인대에 부하(load)로서 작용한다. 발과 지면사이의 반복된 충격에 의해 발생된 충격파는 피로골절(Milgrom, 1985), 연골연하증(Radin et al., 1972,1980), 연골과괴(Simon, 1972), 요추통증(Wosk & Voloshin, 1982) 등의 부상의 원인이 된다. 또한 반복된 충격은 장거리 선수들의 적혈구 세포 파괴율을 증가시키며 이온상태를 깨트리기도 한다(Falsetti et al., 1983; Miller et al., 1988).

지난 5년 동안 미국의 스포츠 의료기간에서 치료한 경험이 있는 생활체육종사자 10,275 명 중에서 주행부상(Running Injuries)은 총 발생건수의 37%로서 다른 종목의 부상보다 높았다.(Nike Sport Research Review,

1989). 스키, 야구, 축구 등의 부상은 일시적인 손상인데 비하여 주행부상은 반복적이고 과도한 사용이 그 원인이다. 이처럼 반복된 충격부하는 부상의 원인이 되는데, 발은 지면으로부터 받은 충격을 흡수하기도 하고 신체의 전 부분으로 전달하는 역할을 하기도 한다(Ariel, 1976).

신발은 지면으로부터 받은 충격을 흡수하여 발을 보호하는 역할을 하며 부상예방에 가장 큰 역할을 한다. 따라서 신발은 충격흡수 기능이 좋아야 하며, 동시에 발의 안정성의 측면에서 그 기능이 좋아야 한다. 지면과 접지할 때 발은 회내운동을 일으키는데, 이것은 발의 해부학적인 구조에서 기인되는 것도 있지만 발의 회내운동을 통해서 충격을 흡수하는 역할을 한다. 이러한 측면을 고려하여 신발회사에서는 운동화 바닥의 적정경도에 대한 많은 연구를 하고 있다.

한편, 신발을 개발할 때 실시하고 있는 신발평가에

* 이 논문은 2014년도 한림대학교 교비연구비에 의하여 연구되었음(HRF-201409-011).

** 교신저자: cskwak@hallym.ac.kr

서 신발의 후족제어와 충격흡수 기능을 필연적으로 실시해야 하는데 이에 대한 문제가 그 동안 많이 제기되어 왔다. 달리기 속도, 마크의 위치, 카메라속도, 각도의 정의, 착지 시 하지각, 피로 등에 따라 그 값이 달라지기 때문이다(Cavanagh, 1990). 이 중에서 달리기 속도는 다른 요인에 비하여 영향을 크게 미치기 때문에 그 동안 여러 연구가 시도되었다(Osternig et al., 1978 ; Nigg, 1986 ; Smith et al., 1986 ; Andrew, 1986). 그러나 이들 연구들의 대부분은 속도사이에 유의한 차이가 없거나 후족제어변인들이 서로 다른 차이를 나타내어 상반된 결과를 나타냈다. 여러 연구를 수행했음에도 불구하고 실험의 기준이 될 만한 공통된 조건을 나타내지 못하였다.

또한 Nigg(1986)는 어떤 변인은 속도의 영향을 많이 받을 수도 있고 적게 받을 수도 있고 어떤 변인은 속도의 영향을 전혀 받지 않을 수도 있다고 하였다. 따라서 여러 신발을 비교하고 평가할 때 신뢰할 만한 결과를 얻기 위해서는 달리기 속도의 통제 및 선정은 매우 중요하다고 할 수 있다. 대부분의 신발평가실험에서 조깅속도인 4m/sec로 달리기속도를 통제하는데 과연 타당한가에 대하여 다시 한 번 생각해 봐야 한다. 또 다른 문제로서 각 연구마다 달리기속도의 실험조건이 다른데도 불구하고 이를 간과하고 참고자료로서 이를 단순히 비교하는 경향이 있다. 따라서 이런 경우를 고려하여 다양한 달리기속도의 실험조건에서 신발평가변인의 결과를 제시해야 한다. 그러므로 본 연구는 속도의 증가에 따른 후족제어 변인과 충격흡수변인을 분석하여 신발평가 시 기준이 되는 기초자료를 제시하는데 그 목적이 있다.

연구방법

연구대상

본 연구에 동원된 피험자는 적어도 최근 1년 이상 부상 경험이 없는 자로서 건강한 남자대학생 10명을 선정하였다. 이들은 정상적인 발(normal foot)의 형태를 지니고 있으면서 후족착지형(heel striker)이었다.

이들은 본 연구의 취지를 설명들은 후 자발적인 연구 참여의사를 나타낸 사람들로서 연구윤리강령에 의거한 연구 참여 동의서에 서명한 사람들로만 피험자를 선정하였다.

Table 1. Physical Characteristics of subjects (M±SD)

Subjects	Height(cm)	Weight(kg)	age(yr)
Male(n=10)	174.21±5.46	68.64±6.70	21.37±2.33

실험용 운동화

본 연구의 실험에 사용될 실험용 운동화는 일반인이 착용하는 운동화로서 운동화의 굴곡강도가 0.74 N/mm 이며 중저의 경도가 shore A 50° 이었다. 운동화의 크기는 피험자의 발 크기를 고려하여 270mm로 하였다.

실험기자재

본 연구에 사용되는 실험기자재는 후족제어변인과 충격흡수변인을 측정할 수 있는 영상분석장비와 지면반력 측정장비이다. 영상분석장비는 Motion Analysis Corp.(USA, Santa Rosa, CA)의 적외선 카메라 12대이고, 지면반력측정장비는 Force Platform (Kistler-9260AA6) 1대이다. 그 외에 지면반력자료와 영상분석자료를 동조시키는 이벤트동조기(Peak ESU-4000)와 주행속도를 통제하는 구간속도측정기가 있다.

Table 2. Experimental Equipment

Items	Equipment	Corps.
	Force Platform	AMTI ORG-6 1set
Motion Analysis Equip.	Pressure distribution measurement	Pedar(novel) 1set
	Image analysis	Motion Analysis System

실험 방법

실험장비의 배치는 <Figure 1>와 같이 지면반력판이 매설된 주로 옆에 달리기 속도를 통제하기 위하여 구간속도측정기를 설치하였다. 하지부위의 3차원 좌표

Figure 1. Setting of experimental apparatus

를 구하기 위하여 12대의 적외선 카메라를 양 측면에 각각 설치하였다. 영상분석자료와 지면반력자료의 동조는 지면반력판의 전압 변화에 따른 타이머의 작동을 이용하였다.

실제실험은 모든 실험장비가 배치된 다음 먼저 실공간좌표를 산출하기 위하여 실험 전과 후에 L자형 Frame과 T형 Wand를 사용하여 60초 동안 전역좌표계(global coordinate system)를 형성하는 캘리브레이션(calibration)을 실시하였으며 이때 sampling rate는 120frames/sec로 설정하였다. 각 카메라는 데이터 케이블을 통하여 동조(synchronization)되어 있으며 1대의 마스터 카메라는 랜 케이블을 통하여 측정용 데스크톱 컴퓨터로 데이터를 전송하게 된다. 전송된 데이터는 Cortex 3.0(Motion Analysis, USA)버전을 이용하여 저장하였다. 복장은 마커로 오인할 수 있는 영향을 배제하기 위하여 검은색 타이즈를 착용시킨 후 하지 관절과 일부 분절 및 운동화에 반사마커를 부착하였다(Figure 3). 실험은 무작위 방법(random order)으로 실시하였으며 각 시기마다 3회 반복 측정하였다. 실험 시 주행속도는 걷기에 해당하는 $2.0 \pm 0.2\text{m/s}$, 조깅에 해당하는 $4.0 \pm 0.4\text{m/s}$, 빠른 달리기에 해당하는

Figure 2. Real experiment

$6.0 \pm 0.6\text{m/s}$ 로 하였다. 관찰자와 피험자가 동시에 만족한 시기만을 성공한 횟수로 간주하고 만족스러울 때까지 계속 실험을 실시하였다.

자료처리방법

자료처리방법으로서 먼저 자료를 표준화하였다. 영상분석 자료는 보간법에 의하여 자료의 수를 일치시킨 후 평균값을 구한 다음 X축의 시간을 표준화(normalization)하였다. 지면반력자료는 피험자의 체중에 의한 영향을 제거하기 위하여 각 피험자의 체중으로 나누어서 표준화하였다.

후측운동을 분석하기 위한 수치화점은 <Figure 3>과 같다. 본 연구에서 3D 좌표값의 산출은 Motion Analysis Corp.(USA, Santa Rosa, CA)의 EVaRT 4.6.1 프로그램을 활용하여 통제점의 좌표화와 인체 관절 중심점의 좌표화, 동조 등을 수행하였다. 각도의 정의는 <Table 4>와 같고 아킬레스건각의 각도변인에 대한 정의는 다음과 같고 후족각도 아킬레스건각의 정의와 같다.

- 초기 아킬레스건각(β_{10}) : 발이 지면과 접지할 때 총 접지시간의 1/10시점의 아킬레스건각
- 초기 아킬레스건각의 변화량($\Delta\beta_{10}$) : β_{10} 에서 최초아킬레스건각(β_{10})을 뺀 각
- 최대 아킬레스건각(β_{pro}) : 접지 중 아킬레스건각 중 제일 큰 각
- 최대 아킬레스건각의 각변위($\Delta\beta_{pro}$) : β_{pro} 에서 β_{10} 를 뺀 각

Figure 3. Position of reflective markers

Figure 4. Definition of ground reaction force variables

지면반력자료는 <Figure 4> 보는 바와 같이 수직 방향(Fz)의 지면반력은 제1정점의 지면반력(Fz1), 제1정점의 지면반력까지 걸린 시간(TFz1), 제2정점의 지면반력(Fz2), 제2정점의 지면반력 발휘까지 걸린 시간(TFz2), mid-stance의 최소지면반력(Fz3), mid-stance의 최소지면반력 발휘까지 걸린시간(TFz3)을 산출하였다.

분석변인

본 연구의 분석변인은 후족제어변인으로서 초기아킬레스건각, 초기아킬레스건각의 변화량, 최대아킬레스건각, 아킬레스건각의 총 변화량, 압축각, 뒤틀림각이며, 지면반력변인으로서 최대지면반력, 최대지면반력 발휘까지 걸린 시간, 최대지면반력 부하율이다. 압력분포변인은 부위별 최대압력, 부위별 접촉시간이다.

통계처리

본 연구의 모든 자료는 체중과 신장의 영향을 제거하기 위하여 표준화를 시켰으며 이동속도별로 평균과 표준편차를 구하였다. 이동속도가 각 분석변인에 영향을 미치는지 알아보기 위하여 일원분산분석을 실시하였다. 이 때 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다. 만약 달리기 속도 사이에 차이가 있을 때 a paired t-test를 실시하였다.

결과

운동학적 변인(아킬레스건각 변인)

<Table 3>은 속도의 증가에 따른 발목부위의 아킬레스건각 변인의 크기를 나타낸 것이다. 표에서 보는 바와 같이 최초 아킬레스건각, 초기 아킬레스건각, 최대 아킬레스건각, 아킬레스건각의 각변위는 속도의 증가에 따라서 크게 나타났다($p<0.001$). 반면 초기 아킬레스건각의 변화량은 통계적인 차이를 나타내지 않았다. 아킬레스건각의 분석변인은 아니지만 압축각은 걷기를 할 때 조깅이나 달리기보다 크게 나타났으며($p<0.01$), 뒤틀림각은 속도 간에 차이를 나타내지 않았다.

Table 3. Results of Achilles tendon angle variables with the increase of running velocity (Unit : deg)

Variables	2 m/s	4 m/s	6 m/s	F	p	post hoc
β_0	191.4 ±5.98	193.9 ±6.91	199.9 ±8.14	15.67 6	0.000	walking< jogging< fast running
β_{10}	193.4 ±5.07	196.4 ±5.98	201.0 ±8.20	11.14 9	0.000	walking< jogging< fast running
β_{pro}	203.1 ±4.76	206.9 ±5.93	215.2 ±8.26	32.47 5	0.000	walking< jogging< fast running
$\Delta\beta_{10}$	2.00 ±7.98	2.54 ±2.40	1.18 ±1.21	2.463	0.091	-
$\Delta\beta_{pro}$	11.64 ±4.25	13.99 ±3.40	14.28 ±3.62	11.78 2	0.000	walking< jogging< fast running
compressive angle	16.78 ±3.44	14.33 ±3.43	14.63 ±3.47	5.121	0.008	jogging, fast running< walking
torsion angle	6.89 ±2.79	6.51 ±3.20	7.61 ±4.43	1.290	0.280	-

운동학적 변인(후족각 변인)

<Table 4>는 속도의 증가에 따른 발목부위의 후족각 변인의 크기를 나타낸 것이다. 표에서 보는 바와 같이 최초 후족각, 초기 후족각, 초기 후족각의 변화량, 후족각의 각변위는 속도의 증가에 따라서 걷기에 비하여 조깅이나 달리기가 더 크게 나타났으며($p<0.001$). 반면 최소 후족각은 통계적인 차이를 나타내지 않았다. 한편 후족각의 분석변인은 아킬레스건각의 분석변인 결과와는 다르게 다른 두 속도가 걷기와 차이를 보였을 뿐 조깅과 달리기 사이에는 차이를 나타내지 않았다. 또한 후족각 분석변인의 경우 속도는 최소 후족각의 크기에는 영향을 미치지 않아서 아킬레스건각

분석변인의 결과와는 차이를 나타냈다.

Table 4. Results of rearfoot angle variables with the increase of running velocity (Unit : deg)

variables	2 m/s	4 m/s	6 m/s	F	p	post hoc
α_0	93.75 ±3.85	97.25 ±3.10	97.28 ±3.63	10.562	0.000	walking< jogging< fast running
α_{10}	91.62 ±2.50	93.14 ±2.95	93.49 ±3.48	26.507	0.000	walking< jogging< fast running
α_{pro}	89.91 ±3.95	90.1 ±3.17	90.6 ±2.76	0.393	0.676	-
$\Delta\alpha_{10}$	2.86 ±2.16	3.98 ±1.89 7	4.21 ±3.72	24.429	0.000	walking< jogging< fast running
$\Delta\alpha_{pro}$	4.13 ±3.07	7.88 ±2.74	7.31 ±3.09	12.640	0.000	walking< fast running< jogging
compressive angle	16.78 ±3.44	14.33 ±3.43	14.63 ±3.47	5.121	0.008	jogging< fast running< walking
torsion angle	6.89 ±2.79	6.51 ±3.20	7.61 ±4.43	1.290	0.280	-

운동역학적 변인(충격흡수 변인)

<Table 5>는 속도의 증가에 따른 충격력흡수 변인의 크기를 나타낸 것이다. 표에서 보는 바와 같이 충격

Table 5. Results of Impact Force Absorption Variables according to running velocity

variables	2 m/s	4 m/s	6 m/s	F	p	post hoc
Impact Force(N)	2.30 ±0.28	1.78 ±0.25	2.83 ±0.27	291.354	0.000	jogging< walking< fast running
TImpact Force(ms)	0.063 ±0.07	0.036 ±0.004	0.083 ±0.007	306.641	0.000	jogging< walking< fast running
Impact Force LR (N/ms)	18.86 ±5.79	47.54 ±4.32	33.70 ±5.71	524.836	0.000	walking< fast running< jogging
Max GRF(N)	2.23 ±0.69	2.67 ±0.21	2.83 ±0.27	433.261	0.000	walking< jogging< fast running
TMax GRF (ms)	0.133 ±0.019	0.098 ±0.013	0.083 ±0.007	105.297	0.000	fast running< jogging< walking
Max GRF LR (N/ms)	16.77 ±2.07	27.62 ±3.95	33.70 ±5.71	261.308	0.000	walking< jogging< fast running

력(제1정점)은 조깅이 가장 작게 나타났고 걷기, 빠른 달리기 순으로 나타났다($p<0.001$). 충격력발휘까지 걸린 시간, 충격력 부하율, 최대지면반력(제2정점), 최대지면 반력발휘까지 걸린 시간, 최대지면반력 부하율은 속도의 증가에 따라서 걷기, 조깅, 달리기 순으로 더 크게 나타났다($p<0.001$). 여기에서 빠른 달리기의 경우 제1정점이 거의 안 나타나기 때문에 충격력과 최대지면반력이 동시에 나타난다고 가정하여 충격력과 관련된 변인은 최대지면반력 자료를 그대로 사용하였다.

압력분포 변인(부위별 최대압력)

<Table 6>은 속도의 증가에 따른 부위별 최대압력의 크기를 나타낸 것이다. 표에서 보는 바와 같이 후족부위(M6, M7), 중족부위(M4, M5), 전족부위(M1, M2, M3)의 모든 부위에서 속도의 증가에 따라서 걷기, 조깅, 달리기 순으로 부위별 최대압력이 크게 나타났다($p<0.001$). 동일 속도 내에서는 약간의 차이만 있을 뿐 전족부위와 후족부위가 가장 크게 나타났고 중족부위가 가장 적게 나타났다. 그러나 빠른 달리기의 경우 명확하게 후족부위, 전족부위, 중족부위의 순으로 부위별 최대압력의 크기가 나타났다. 부위별 최대압력

Table 6. Results of regional peak pressure with the increase of running velocity (Unit : kPa)

region	2 m/s	4 m/s	6 m/s	F	p	post hoc
M1	265.5 ±95.0	328.9 ±106.5	358.4 ±105.6	17.627	0.001	walking< jogging< fast running
M2	217.2 ±44.1	318.0 ±85.8	350.9 ±78.9	77.468	0.001	walking< jogging< fast running
M3	175.1 ±38.7	228.5 ±37.7	281.8 ±220.7	14.386	0.001	walking< jogging< fast running
M4	123.8 ±48.7	180.6 ±61.57	185.5 ±67.6	27.795	0.001	walking< jogging< fast running
M5	130.5 ±223.3	186.2 ±39.5	202.6 ±47.5	6.552	0.002	walking< jogging< fast running
M6	220.7 ±51.48	317.1 ±137.8	394.6 ±140.7	45.022	0.001	walking< jogging< fast running
M7	241.8 ±73.5	337.3 ±140.6	417.3 ±136.8	42.983	0.001	walking< jogging< fast running

의 크기는 걷기의 경우 최대값이 최소값에 비하여 2.15배, 조깅은 1.87배, 빠른 달리기는 2.25배로 나타나서 속도에 따른 특별한 경향은 나타나지 않았다.

압력분포 변인(부위별 면적)

<Table 7>은 속도의 증가에 따른 부위별 면적의 크기를 나타낸 것이다. 표에서 보는 바와 같이 부위별 면적의 크기는 중족 외측부위를 제외하고 차이를 나타내지 않았다. 중족 내측부위의 부위별 면적은 걷기에 비하여 조깅이나 빠른 달리기 시 더 크게 나타났다.

Table 7. Results of regional area with the increase of running velocity (단위 : cm)

부위/속도	2 m/s	4 m/s	6 m/s	F	p	post hoc
M1	15.26 ±1.99	15.60 ±1.89	15.56 ±1.65	0.836	0.435	-
M2	22.27 ±2.94	22.45 ±2.53	22.66 ±2.45	0.435	0.648	-
M3	15.42 ±3.92	15.13 ±1.76	15.26 ±1.62	0.255	0.775	-
M4	21.32 ±6.44	26.55 ±3.25	26.09 ±4.03	31.08 2	0.001	walking< jogging fast running
M5	21.44 ±2.34	21.25 ±2.41	21.44 ±2.28	0.194	0.824	-
M6	19.16 ±3.02	19.60 ±2.79	19.91 ±2.07	1.585	0.207	-
M7	15.61 ±1.68	15.59 ±1.63	15.67 ±1.64	0.048	0.953	-

논의

일반적으로 신발을 평가하는데 있어서 여러 가지 평가기준(Norm)이 있어야 함에도 불구하고 여러 가지 이유로 평가방법만 연구되어 왔다. 그 원인은 많은 연구개발비의 투자 문제도 있지만 평가결과를 공개할 경우 다른 문제가 발생하기 때문일 것이다. 이러한 측면에서 학계에서는 평가기준에 대한 관심을 가져야 할 것으로 판단된다. 외국의 경우 신발시장이 활성화하기 시작한 1980년대 초부터 활발하게 신발연구가 이루어졌다. 특히 달리기 속도가 후족제어변인 및 충격흡수변인에 미치는 영향을 분석하기 위하여 많은

연구가 이루어졌다(Nigg et al., 1977 ; Nigg, 1986 ; Nigg & Bahlsten, 1988; Bates, 1985; Bates, Osternig, et al., 1978; Cavanagh, 1980; Clarke et al., 1983; Williams & Ziff, 1984). 그러나 이들 연구결과는 서로 실험조건의 차이로 일반적인 기준을 제시하지 못하였고 연구결과도 서로 일치하지 못 하였다. 외국의 경우도 대부분 신발회사 나름대로의 필요성에 의하여 연구가 진행되기 때문에 연구결과를 일반화하기에는 현실적으로 어려움이 있고 회사 기밀로 처리하는 경향이 있어 왔다. 이러한 이유로 최근에 보고된 자료가 거의 없어서 논의 과정에서 본 연구에서는 약간 오래된 자료를 인용할 수밖에 없었고, 본 연구의 목적인 신발평가 시 기준이 되는 기초자료 제시의 필요성이 여기에 있는 것이다.

본 연구에서 후족제어변인은 일반적으로 신발평가에서 사용되고 있는 아킬레스건각 변인과 후족각 변인이다. 본 연구결과 아킬레스건각 변인의 경우 초기 후족각의 변화량과 뒤틀림각은 달리기 속도의 영향을 받지 않았고 다른 분석변인들은 모두 영향을 받는 것으로 나타났다($p < 0.01$). 최초 아킬레스건각의 크기는 속도의 증가에 따라 191.4°에서 199.9°를 나타냈다. 그러나 조깅속도로 연구한 광창수(1993)의 연구결과인 180.5~184.3°, Nigg(1986)의 178.3~179.9°와 비교해 보면 본 연구의 결과는 더 크게 나타났다. 이렇게 크게 나타난 원인은 아마도 본 연구에 동원된 신발의 특성이나 분석방법에 의한 차이라고 생각된다. 초기 아킬레스건각과 최대 아킬레스건각, 최대 아킬레스건각의 각변위, 압축각 등의 변인도 마찬가지로 국내 다른 연구나 외국 선행연구에 비하여 더 큰 값을 나타냈다(Kwak, 1997; Kwak, 2001; Kwak & Jin, 2000; Kwak et al., 2007 ; Kwak et al., 2010 ; Nigg, 1986). 반면 초기 아킬레스건각의 변화량은 본 연구의 경우 1.18~2.54°의 범위를 나타냈으나 Kwak(1993)의 2.7~6.0°, Nigg(1986)의 6.6~7.4°의 결과보다는 작게 나타났다. 이렇게 차이가 나타난 근본적인 원인은 전술한 바와 같이 본 연구에 동원된 신발의 특성이나 분석방법에 의한 차이라고 사료된다.

아킬레스건각 분석변인 중에서 초기 아킬레스건각의 변화량과 뒤틀림각의 두 분석변인은 속도의 증가에 따라서 통계적인 차이를 나타내지 않았다. 초기 아

킬레스전각의 변화량은 각 속도에 따른 접지시간의 10%사이에서 각도의 변화량이기 때문에 워낙 짧은 시간에서 변화가 적을 수 있다고 판단된다. 또한 뒤틀림각은 속도의 영향을 받지 않는 것으로 나타나서 신발 개발 시 이를 고려해야 할 것으로 판단된다.

후족각 변인의 분석결과 최초 후족각, 초기 후족각, 초기 후족각의 변화량, 최소 후족각의 각변위 변인은 속도의 증가에 따라서 영향을 받는 것으로 나타났다($p<0.01$). 그러나 최소 후족각과 뒤틀림각 변인은 속도의 영향을 받지 않는 것으로 나타났다. 이러한 연구결과는 아킬레스건각과 유사하게 나타났으나 최초 후족각, 최소 후족각, 최소 후족각의 각변위는 다른 경향을 나타냈다. 본 연구의 경우 최초 후족각이 $93.75\sim 97.28^\circ$ 의 범위를 보였으나 Nigg(1986)의 $99.8\sim 101.9^\circ$ 보다는 작게 나타났으며, 최소후족각의 경우 본 연구가 $89.91\sim 90.6^\circ$ 의 범위를 나타내어 Nigg(1986)의 $87.5\sim 88.9^\circ$ 보다는 크게 나타났다. 최소 후족각의 각변위는 본 연구의 경우 $4.13\sim 7.88^\circ$ 의 범위로서 Kwak(1993)의 $9.2\sim 13.6^\circ$, Nigg(1986)의 $12.0\sim 14.1^\circ$ 보다는 작게 나타났다. 이러한 차이를 보인 가장 큰 이유는 아마도 과거의 2차원 영상분석에 의한 자료 습득과 현재 다수의 촬영카메라를 동원한 영상분석시스템에 의한 3차원 영상분석방법의 발전 때문일 것으로 사료된다.

본 연구에서 속도의 증가에 따른 후족제어변인을 분석한 결과 대부분의 변인에서 속도의 영향을 받는 것으로 나타났으며, 사후검증 결과 조깅과 빠른 달리기사이에는 차이를 나타내지 않았으나 걷기와 다른 두 속도사이에는 차이를 보였다. 따라서 이동속도를 고려한 신발을 평가할 때 걷기와 조깅 정도의 속도(4 m/s)가 적합하다고 판단된다.

속도의 증가에 따른 충격력흡수 변인을 분석한 결과 충격력(제1정점)은 걷기속도에서 1.24 B.W.로서 가장 작게 나타났고 조깅(1.78 B.W.), 빠른 달리기(2.83 B.W.) 순으로 크게 나타났다($p<0.001$). 본 연구에서 빠른 달리기 시 충격력이 가장 크게 나타난 이유는 빠른 달리의 경우 제1정점이 거의 나타나지 않기 때문에 충격력과 최대수직지면반력이 동시에 나타난다고 가정하여 충격력과 관련된 변인은 최대지면반력(제

2정점), 충격력 부하율, 최대지면반력 부하율은 속도의 증가에 따라서 걷기, 조깅, 달리기 순으로 크게 나타났다($p<0.001$). 최대수직지면반력의 크기는 외국선행연구의 경우 대략 체중의 2.3배를 나타낸다고 보고되고 있고(Cavanagh & Lafortune, 1980; Clarke et al., 1982 : Elliot & Blanksby, 1979), 국내선행연구의 경우 Kwak(1993)의 2.7 B.W.를 보고하고 있어서 본 연구결과는 이들 선행연구와 비슷하게 나타났다고 할 수 있다. 충격력 부하율과 최대지면반력 부하율도 국내외의 선행연구 결과와 큰 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다(Cavanagh & Lafortune, 1980; Clarke et al., 1982; Elliot & Blanksby, 1979; Nigg, 1986; Kwak, 1993; Kwak et al., 2004).

충격력발휘까지 걸린 시간과 최대지면반력발휘까지 걸린 시간은 본 연구결과 속도에 다르게 나타났다. 충격력발휘까지 걸린 시간은 충격력발휘 시점을 감지하기가 쉽지 않다. 걷기와 조깅 속도에서는 쉽게 구분할 수 있으나 빠른 달리기에서는 충격력이 나타나는 시점을 분간하기가 매우 어려워서 충격력과 최대지면반력이 거의 동시에 나타나기 것으로 간주하여 구한다. 이런 이유 때문에 본 연구의 결과도 조깅속도보다는 빠른 달리기 속도에서 충격력발휘까지 걸린 시간이 더 크게 나타난 것이다. 최대지면반력발휘까지 걸린 시간은 속도의 증가에 따라서 짧게 나타났기 때문에 어느 정도 예측된 결과라고 사료된다.

본 연구에서 속도의 증가에 따른 압력분포분석변인은 부위별 최대압력과 부위별 면적이다. 두 분석변인 중에서 부위별 최대압력이 신발평가 시 제일 중요시 되는 변인이다. 본 연구결과 부위별 최대압력은 후족부위(M6, M7), 중족부위(M4, M5), 전족부위(M1, M2, M3)의 모든 부위에서 속도의 증가에 따라서 걷기, 조깅, 달리기 순으로 크게 나타났다($p<0.001$). 속도의 증가에 따라서 이러한 결과가 나타난 것은 속도가 증가할수록 지면에 가하는 힘이 크게 작용했기 때문으로서 지면반력 성향과 유사하다고 판단된다. 동일 속도 내에서는 약간의 차이만 있을 뿐 전족부위와 후족부위가 가장 크게 나타났고 중족부위가 가장 적게 나타났다. 그러나 빠른 달리의 경우 명확하게 후족부위, 전족부위, 중족부위의 순으로 부위별 최대압력의 크기가 나타났다. 후족부위에서 가장 크게 나타난 것은 발

이 지면에 접지(touch-in)될 때 수동적인 힘이 인체에 가장 크게 작용하고 그 다음이 이지(take-off)할 때 능동적인 힘을 지면에 가하기 때문에 이러한 결과가 나타났다. 부위별 최대압력의 크기는 걷기의 경우 최대값이 최소값에 비하여 2.15배, 조깅은 1.87배, 빠른 달리기는 2.25배로 나타나서 속도에 따른 특별한 경향은 나타나지 않았다. 부위별 면적의 크기는 중족 외측부위를 제외하고 차이를 나타내지 않았다. 중족 내측부위의 부위별 면적은 걷기에 비하여 조깅이나 빠른 달리기 시 더 크게 나타났다.

이상의 충격력흡수변인과 관련된 지면반력변인과 압력분포변인의 결과로 볼 때 속도의 증가에 따라서 분석변인의 크기가 명확하게 달라지기 때문에 반드시 속도를 통제해야 한다. 또한 빠른 달리기로 할 경우 제1정점의 순간이 안 나타나기 때문에 충격력의 크기를 가늠할 수 없다. 따라서 합리적인 신발평가를 실시하기 위해서는 달리기속도가 4m/sec 내외의 조깅속도 이내가 좋다고 판단된다.

결론

본 연구에서 속도의 증가에 따른 후족제어변인을 분석한 결과 선행연구결과와 약간 차이를 보였으며 대부분의 변인에서 속도의 영향을 받는 것으로 나타났다. 사후검증 결과 조깅속도와 빠른 달리기속도 사이에는 차이를 나타내지 않았으나 걷기속도와 다른 두 속도 사이에는 차이를 보였다. 지면반력과 관련된 분석변인은 후족제어변인과 비슷한 경향을 나타냈다.

본 연구의 결과에서 속도의 증가에 따라 분석변인에 차이의 유무가 나타나므로 신발평가변인을 정확히 분석하기 위해서는 조깅속도(4m/sec)가 적당하다고 판단된다. 특히 충격력흡수변인과 관련된 지면반력변인과 압력분포변인의 결과로 볼 때 속도의 증가에 따라서 분석변인의 크기가 명확하게 달라지기 때문에 반드시 속도를 통제해야만 정확한 비교를 할 수 있다고 할 수 있다. 또한 빠른 달리기로 할 경우 제1정점의 순간이 안 나타나기 때문에 충격력의 크기를 가늠할 수 없다. 따라서 정확한 신발평가를 위해서는 합리적

인 달리기속도의 설정이 반드시 필요하다고 판단된다.

본 연구에서는 일반적으로 가장 많이 통용되고 있는 이동속도의 형태를 3가지로 하였으나 보다 다양한 연구형태와 비교하기 위해서는 추후에는 보다 다양한 속도를 대상으로 신발평가변인을 분석하여 제시한다면 신발산업의 발전에 많은 도움을 가져올 수 있을 것이다.

참고문헌

- Andrew, G. C. (1986). *The effect of running velocity on rearfoot motion and mediolateral placement of the feet*. Unpublished master's thesis, The Pennsylvania State University, University Park.
- Ariel, G. B. (1976). *Biomechanics of athletic shoe design*. In Biomechanics V-B, P. V. Komi(ed.), Baltimore: University Park Press, 361-367.
- Bates, B. T. (1985). *Testing and evaluation of running shoes*. In D. A. Winter, R. W. Norman, R. P. Wells, K. C. Hayes, & A. E. Patla(Eds.), Biomechanics IX-B(128-132). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Mason, B., & James, S. L. (1978). *Lower extremity function during the support phase of running*. In E. Asmussen & K. Jorgensen(Eds.), Biomechanics VI-B(30-39). Baltimore: University Park.
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Sawhill, J. A., & Hamill, J. (1981). *Effects of running shoes on ground reaction forces*. In A. Morecki, K. Fidelus, K. Kedzior, & A. Wit(Eds.), Biomechanics VII-B(226-233). Baltimore: University Park.
- Cavanagh, P. R. & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction force in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13: 397-406.
- Cavanagh, P. R. (1980). *The running shoe book*. Mountain View, CA: Anderson World.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Cooper, L. P. (1983).

- Effects of shoe cushioning upon ground reaction force in running. *International Journal of Sports Medicine*, 4.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., & Hamill, C. L. (1983). The effect of shoe design upon rearfoot control in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(5): 376-381.
- Elliott, B. C. & Blanksby, B. A. (1979). A biomechanical analysis of male jogging action. *Journal of Human Movement Study*, 5: 42-51.
- Falsetti, H. L., Burke, E. R., Feld, R. D., Frederick, E. C., & Ratering, C. (1983). Hematological variations after endurance running with hard and soft soled running shoes. *Physician and sports medicine*, 11: 118-127.
- Frederick, E.C. (1984). *Sport shoes and playing surfaces*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kwak, C. S. (1993). *The influence of midsole hardness of sport shoes on pressure distribution and shock attenuation during running*. Unpublished doctoral dissertation, Seoul National University, Seoul.
- Kwak, C. S. & Jin, S. T. (2000). A study on availability of experimental methods for rearfoot movement analysis in running shoes. *Journal of KAHPERD*, 39(3): 569-584.
- Kwak, C. S. & Lee, K. S. (1997). The influence of regional midsole hardness of forefoot and rearfoot control variables and torsion angle in running. *Journal of KAHPERD*, 36(4): 337-347.
- Kwak, C. S. (2001). Effects of shoe weight and midsole hardness of running shoes on running economy and its application. *Journal of KAHPERD*, 40(3): 569-584.
- Kwak, C. S., Jeon, M. J., & Jung, K. S. (2010). The biomechanical analysis of optimal thickness of and additional weight shoe sole. *Korean Journal of Sport Science*, 21(4): 1527-1535.
- Kwak, C. S., Lee, C. I., Yang, J. S., Jeon, M. J., & Mok, S. H. (2007). Analysis of cognitive factors related to comfort on footwear. *Korean Journal of Sport Science*, 18(2): 10-21.
- Kwak, C. S., Mok, S. H., & Kwon, O. B. (2005). The influence of midsole hardness and sole thickness of sport shoes on ball flex angle with the increment of running velocity. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 15(4): 153-168.
- Milgrom, C., et al.(1985). *Foot & Ankle* 6: 101-104.
- Miller, B. J., Pate, R. P., & Burgess, W. (1988). Foot impact force and intravascular hemolysis during distance running. *International Journal of Sport Medicine*, 9: 56-60.
- Nigg, B. M. & Bahlens, H. A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4, 205-219.
- Nigg, B. M.(ed.)(1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, IL: Human Kinetics Published. 58-61.
- Nike Sport Research Review.(1989). *Common running injuries*, Mar/Apr.
- Radin, E. L., Paul, I. L., & Rose, R. M. (1972). Role of mechanical factors in pathogenesis of primary osteoarthritis. *The Lancet*. March 4, 519-521.
- Simon, S. R., Radin, E. R., Paul, I. R., & Rose. R. M. (1972). The response of joints to impact loading-II. In vivo behavior of subchondral bone. *Journal of Biomechanics*, 5: 267-272.
- Smith, L., Clarke, T., Hamill, C., & Santopietro, F. (1986). The Effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *Podiatric and Sports Medicine*, 76(4): 227-233.
- Williams, K. R. & Ziff, J. L.(1984). Changes in rearfoot movement associated with systematic variations in running style. *Paper presented at the American Society of Biomechanics meetings*, Tucson, AZ.

Wosk, J. & Volshin, A. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the

human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15: 21-27.