



런닝화의 일반인솔과 기능성인솔의 운동역학적 비교 분석

Biomechanical Comparison Analysis of Popular Insole and Functional Insole of Running Shoes

신성훈 · 진영완* (동의대학교)
Shin, Sung-Hwon · Jin, Young-Wan* (Donggeui University)

ABSTRACT

S. H. SHIN, Y. W. JIN, Biomechanical Comparison Analysis of Popular Insole and Functional Insole of Running Shoes, Korean Journal of Sports Biomechanics, 2006, Vol. 16, No. 3 pp. 9-18, 2006. These studies show that I applied to functional insole (a specific S company) for minimizing shocks and sprain people's ankle arising from running. How to an effect on human body which studied a kinematics and kinetics from 10 college students during experiments. This study imposes several conditions by barefoot, normal running shoes and put functional insole shoes ran under average 2.0 ± 0.24 meter per second by motion analysis, ground reaction force and electromyography that used to specific A company. First of all, Motion analysis was caused by Achilles tendon angle, Angle of the lower leg, Angle of the knee, Initial sole angle and Barefoot angle. Second, Contact time, Vertical impact force peak timing, Vertical active force and Active force timing, and Maximum loading rate under impulse of first 20 percent and Value of total impulse caused Ground reaction force. Third. The tendon fo Quadriceps femoris, Biceps femoris, Tibialis anterior and gastronemius medialis caused

electromyography.

1. Ground reaction force also showed that statically approximates other results from impact peak timing ($p < .001$), Maximum loading rate ($p < .001$), Maximum loading rate timing ($p < .001$) and impulse of first 20 percent ($p < .001$).

2. Electromyography showed that averagely was distinguished from other factors, and did not show about that.

Above experiment values known that there was statically difference between Motion analysis and Ground reaction force under absorbing of the functional insole shoes which was not have an effect on our body for kinetics and kinematics.

KEYWORDS: ELECTROMYOGRAPHY, GRF, INSOLE, RUNNING SHOES

I. 서론

보행이나 런닝의 기본동작은 발이 지면에 닿기 전에는 회외(supination)동작이 발생하고, 발이 지면에 닿는 순간부터는 회내동작(pronation)이 발생하여 발이 지면에 떨어지는 순간(take off)에서는 회외동작이 발생한다. 특히, 런닝에서는 회내동작이 우세하게 나타나는데 착지 시의 충격으로 자연스럽게 완화하는 역할을 하지만, 그 정도가 지나치게 되면 발목주위의 인대에 부상이 발생할 수 있고, 회외가 지나치게 되면 아킬레스건(Achilles tendon)에 지나친 힘이 가해져서 부상의 원인이 된다. 어느 정도의 회내는 발이 지면과 평평하게 접촉을 하는데 필요하며, 착지 시 신체에 전달되는 충격을 분산 또는 감소시켜주는 바람직한 동작이다(Cavanagh, 1980). 그러나 과도한 회내는 하지의 발, 발목, 하퇴 및 무릎에 부상을 일으키는 것으로 알려져 있다(Clancy, W. G. 1982). 개인의 해부학적 특성에 따라 다르지만 보행속도가 회내 운동을 크게 한다는 연구결과도 있다(Nigg, 1986). 그렇지만 최대 회내가 어느 시점에서 발생하는지 정확히 알려져 있는 것은 아니다(Clarke, 1983). 그 외 여러 연구 중에서도 운동화 중창의 내·외측 경도를 달리하여 후족 제어의 정도를 정량화한 바 있다. 특히, Nigg(1986)등의 연구에서는 발의 족궁(arch) 부분이 닿는 부위에 경도를 달리한 내측 족궁 지지대(medial arch support)를 사용하면 발의 회내동작을 제어할 수 있다고 하였다. 그러나 이 연구는 발이 지면과 접지 시 발생하는 충격력과는 무관하게 진행되었다. Nigg(1986)와 Clarke(1983)등은 중저(midsole)의 경도에 관한 연구에 있어서 보행 중에 연질의 중저가 경질의 중저보다 후족의 회내운동에 더 큰 영향을 미쳤다고 하였다. Stacoff(1988)와 Nigg(1986)등도 경질의 중저가 연질의 중저보다 초기 회내 속도에 더 큰 영향을 준다고 하였다.

이와 같이 주행 시 발이 지면과 접촉에 따른 충격력을 흡수하여 발목을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 하는 신발에 대한 생체역학적 연구는 기능과 관련하여 주행동작의 일반적 운동 특성 및 하지 분절의 역학적 연구(Cavanagh, 1987; Mann, 1980), 주행에 따른 신발 움직임과 외부에서 가해진 부하

의 특성에 대한 연구(Cook, Kester와 Brunet, 1985; Nigg, Bahlsten, Leuthi와 Stokes, 1987;) 및 상해에 대한 연구(Nigg와 Segesser, 1992)가 이루어졌다. 보행 및 주행을 통한 체력 단련 활동 인구의 증가와 더불어 근래에는 신발의 기능이 주요 연구대상이 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) 경향을 보이고 있다. 이러한 신발에 관한 연구는 다양하지만 신발 인솔에 관한 연구는 정병열과 하현보(2004)의 연구에서 인솔의 높이와 재질에 대한 연구를 트레드밀과 족저압측정기를 사용하여 연구하였으며, 인솔의 변화에 따른 워킹 패턴의 변화에 관한 연구(Nigg, 1992)에서는 영상분석과 근전도 그리고 지면반력측정기를 이용하여 연구하였다. 신발은 적합성(fitting)과 신축성(expansion) 혹은 유연성(flexibility) 그리고 순응성(adaptation)등을 갖추어야 하며, 인간공학을 토대로 설계하여야 한다(김명웅 등, 2005). 본래 신발 개발의 주된 목적은 선수 상해 예방과 운동수행능력 향상에 있다. 최근 기능성신발 개발 등 다양한 종류의 신발들이 개발되고 있으며, 하중의 부하를 이용한 신발들을 개발하여 에너지 소비량에 영향을 미치는 기능성 신발들이 개발되기 시작하였다(김우규, 2005). 인솔도 신체활동에 필요한 기능을 추가하여 개발되고 있다. 그러나 신발이 개발될 때 신발의 바닥모양과 발모양에 맞추어 인솔이 개발되고 신발과 같이 판매되는데, 인솔을 전문적으로 생산하는 회사는 신발 생산회사의 모든 디자인을 수용할 수 없다. 그러므로 런닝 및 워킹을 목적으로 개발된 인솔이라고 할지라도 런닝화에 인솔을 넣어 사용하였을 때 런닝화와 인솔이 규격이 일치하지 않기 때문에 런닝시 인체에 미치는 영향에 대해서는 운동역학적 연구가 필요하다고 생각된다. 본 연구는 인솔의 기능성 차이를 알아보기 위하여 지면반력 분석, 근전도 분석을 통하여 운동역학적 변인들을 비교 분석 하는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

실험에서는 영상분석, 지면반력분석, 근전도분석을

실험하였으나 본 연구에서는 운동역학적변인들만 비교하였다.

1. 연구대상자

본 연구는 일반인이 런닝에 사용할 수 있는 런닝용 기능성인솔의 운동역학적 기능 분석에 주안점을 두었기 때문에 전문적으로 운동을 수행하는 선수보다는 일반인들이 적합하다고 할 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 대학생 10명을 대상으로 그리고 인솔의 기능이 같더라도 발의 종류에 따라 실험결과가 달라질 수 있으므로 이 점을 최소화하기 위하여 피험자들은 편평족(low-arched foot)과 고궁족(high-arched foot)이 아닌 정상족(normal foot)의 형태를 가진 사람으로 선정하였으며, 피험자들은 최근 1년간 하지에 상해를 입은 경력이 없었다. 피험자의 신체적 특징은 키1.77±3.64m, 체중 69.66±7.82kg, 발길이268.2±2.35mm였다.

실험에서 일반적으로 지면반력은 체중과 주행속도 외에 발의 선천적 형태에 의해서도 영향을 받는다고 한

다. 따라서 발 형태에 따른 자료의 오류를 최소화하는 것은 필수적이라고 할 수 있다. 국내 신발 관련 선행 연구(곽창수, 1999)에서 수행한 것처럼 본 연구에서도 육안으로 살펴보아 일반족의 발을 가진 사람만을 피험자로 선정하였다. Monro 등(1987)에 의하면, 지면반력은 착지 형태에 따라서도 영향을 받게 된다고 한다. 착지 형태는 맨 처음 착지 시 지면과 접촉하는 부위에 따라 후족착지형, 중족착지형, 전족착지형으로 구분하는데, 이 가운데 후족착지형이 일반적인 것으로서 80% 이상이라고 한다. 따라서 본 연구에서는 일반적인 착지 방법이라고 할 수 있는 후족착지형만을 선정하였다. 그리고 피험자를 지면반력측정기 보드 위를 주행시키고 지면반력을 분석하여 피험자 선택의 기준으로 삼았다.

2. 실험장비

본 연구에 사용된 실험에 사용된 분석 장비는 지면반력측정기, 근전도 측정기, 기타 장비로 구분할 수 있으며, 장비에 관한 내용은 <표 1>과 같다.

표 1. 실험에 사용된 장비

장비	제조사	모델명
비디오카메라	JVC	JVC GR-DVL9800
근전도 측정기	Noraxon	TeleMyo 2400TG
지면반력측정기	Bertec	FP4060-10
삼각대	Velbon	Velbon VGB-36
조명	LPL	LPL VL302
컴퓨터	Samsung	Magic station mv40

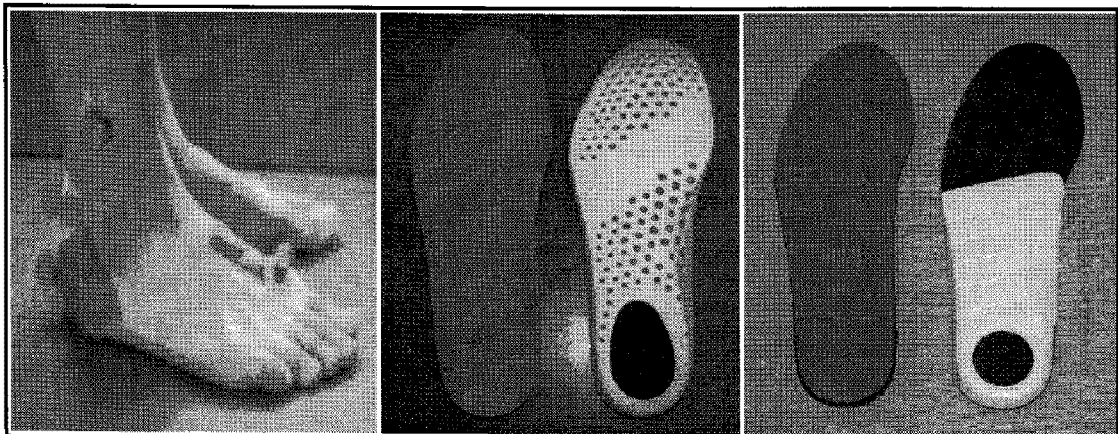


그림 1. 맨발, 일반인솔, 기능성인솔

3. 인솔 및 런닝화

피험자들이 착용한 런닝화는 2005년 C신문사에서 조사한 마라톤화 30.2%를 점령한 A사 초·중급자용 마라톤화로 한국인의 발모양을 고려한 라스트를 사용한 제품<그림 1>을 사용하였다(조선일보, 2005.04).

기능성인솔에는 의료용 인솔, 스포츠 인솔 등이 있는데 본 연구는 런닝에서의 인솔에 의한 영향을 비교하기 위해 A사의 런닝 및 위킹을 목적으로 개발된 충격흡수 기능을 특화시킨 기능성인솔<그림 1>을 사용하였다.

지면반력측정기, 근전도 측정기 등을 <그림 2>와 같이 배치하였다. 지면반력측정기의 보드를 실험실 보행통로 중앙에 주로와 높이가 같도록 설치하였다. 지면반력분석과 근전도분석 시 자료의 동시성이 중요하기 때문에 실험 장비를 동조(synchronization)시키는 것이 요구된다. 본 연구에서는 피험자가 지면반력측정기를 지날 때 인위 적으로 지면반력측정기와 근전도 측정기에 채널을 추가하여 추가된 채널을 통해 램프의 점등과 동시에 지면반력측정기 그리고 근전도 측정기를 동조시켰다. 근전도 측정을 위한 표면전극을 피험자의 오른다리에 부착하고 맨발, 일반인솔, 기능성인솔을 넣은 런닝화를착용하고 가장 편안하고 자연스럽게 런닝동작을 수행하여 오른발이 지면반력측정기위에 정확히 착지할 수 있도록 연습시켰다.

정해진 속도에 맞추어 런닝동작을 수행하여 지면반력측정기 보드 중앙에 착지할 수 있도록 연습을 충분히 한 후, 연구자의 출발 신호와 함께 런닝을 시작하여 자

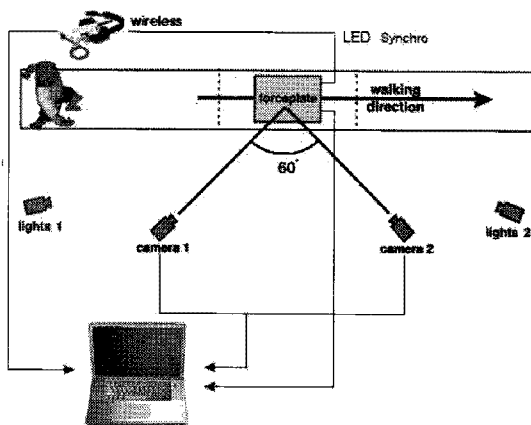


그림 2. 실험 장비의 배치

연스러운 동작으로 오른발이 정확히 지면반력측정기위를 밟고 지나가도록 하였다. 이때 일정한 속도 유지를 위하여 메트로놈을 사용하였으며 런닝속도는 2.0 ± 0.24 m/sec였다.

피험자를 충분히 쉬게 한 후에 피험자에게 맨발, 일반 인솔, 기능성인솔의 3가지 조건에서 실험을 실시하여 3회씩 측정된 자료를 수집하였다.

실험 시 피험자가 주로에서 런닝을 실시하여 지면반력측정기를 밟을 때 신호장치의 버튼을 누르면 영상신호용 램프가 발광하면서 송신기로 신호를 보내고 송신기는 수신기로 신호를 보내어 근전도 측정기에 추가된 채널로 신호를 보낸다. 그러므로 피험자가 지면반력측정기를 지날 때 신호장치에 신호를 넣으면 2가지 장비의 동조가 이루어졌다.

4. 연구 내용

본 연구에서 분석하고자 하는 종속 변인은 지지 기간 동안 발의 운동에 관한 운동역학적 변인인 발의 지면반력 그리고 근육의 작용에 따른 근전도에 관련된 변인들이며, 이들에 관한 구체적인 내용은 다음과 같다.

1) 지면반력 변인

본 연구에서는 런닝시 착지 발에 대한 지면반발력에 대한 변인을 분석하였으며, BioWave ver 3.2 프로그램을 사용하여 수집(자료 주파수는 500Hz)한 low data를 이용하였다.

런닝이나 위킹에서 신발 및 인솔의 영향을 확인하기 위한 운동역학적 변인들은 Nigg(1988)가 제시한 운동역

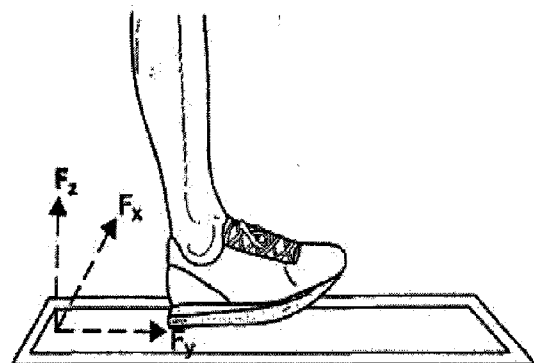


그림 3. 지면반력 축의 정의

표 3. 지면반력 측정값

측정값	단 위
접촉 시간 (contact time)	sec
수직 충격력 (vertical impact force peak)	BW
수직 충격력까지의 시간 (impact peak timing)	%
수직 활동력 (vertical active force)	BW
수직 활동력까지의 시간 (active force timing)	%
최대 부하율 (Max. loading rate)	BW/s
최대 부하율까지의 시간 (Max. loading rate timing)	%
초기 20%의 충격량 (impulse of first 20%)	BWs
전체 충격량 (total impulse)	BWs

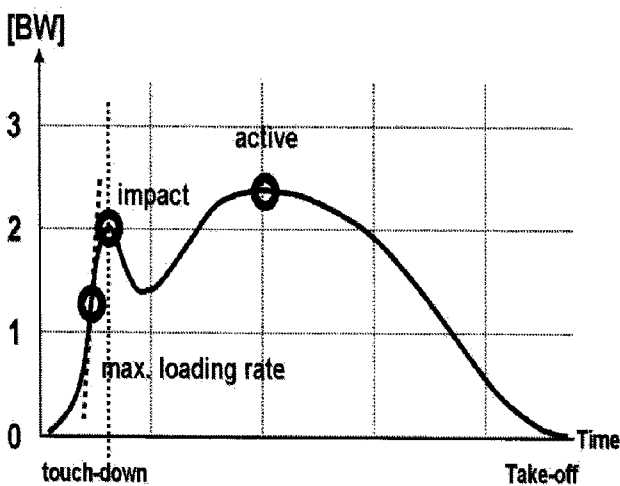


그림 4. 런닝에서 z축 지면반력의 형태

학적 요소들<표 3>,<그림 4>을 사용하였으며, 지면반력기 축의 정의는 <그림 3>과 같다.

2) 근전도 변인

런닝시 사용되는 대근을 중심으로 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿을 때부터 발이 지면에서 떨어질 때 까지 바닥에 접촉하였을 동안 피험자의 오른쪽 다리의 내측광근(vastus medial), 대퇴이두근(biceps femoris), 전경골근(tibialis anterior), 내측비복근(gastrocnemius medial)에 표면전극(single & dual electrode, Noraxon USA; 전극간 거리:1cm)을 부착하였다. 근육의 선택은 Nigg(1988)가 연구한 런닝과 워킹시 근전도 분석에서와 같은 근육을 선택하여 비교하였다.

Noraxon사의 TeleMyo 2400TG를 이용하여 근육의 전기적인 변화를 분석하고자 하였으며, 자료의 수집 주

파수는 1000Hz(신성휴, 박기자. 2003)로 수집한 low data를 MyoResearch XP를 이용하여 RMS값으로 변환한 후 피험자 각각의 측정값을 %RVC방법을 이용하여 비교 하였다. 표면전극의 위치와 변인들은 <그림 5>, <표 4>와 같다.

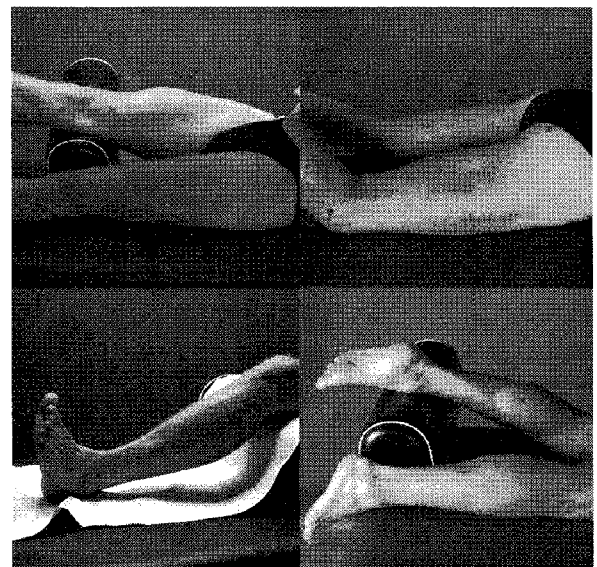


그림 5. 전극부착 위치

표 4. 근전도 신호 측정근육

근육 명칭	단 위
내측광근 (vastus medialis)	%RVC
대퇴이두근 (biceps femoris)	%RVC
전경골근 (tibialis anterior)	%RVC
내측비복근 (gastrocnemius medial)	%RVC

5. 자료처리

이 연구에서 측정된 지면반력, 근전도 자료의 분석은 SPSS(ver. 12.0)를 이용하여 맨발, 일반인솔, 기능성인솔로부터 측정된 자료를 일원변량분석 방법(ANOVA)을 사용하였으며, 이때 유의한 결과가 있는 경우에는 Scheffé의 방법에 의한 사후 검증을 실시하였다. 모든 경우에서 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 하였다.

III. 결과 및 논의

1. 지면반력 변인 차이분석

런닝시 지면반력측정기를 이용하여 인솔의 지면반발력 차이를 운동역학적으로 분석한 결과는 <표 5>와 같다.

런닝시 발이 지면에 접촉하는 시간동안 맨발, 일반인솔, 기능성인솔에서의 지면반발력 변인은 지면 접촉 시간($F=222, p<.05$), 수직 충격력($F=1.807, p<.05$), 수직 활동력($F=1.619, p<.05$), 수직 활동력까지의 시간($F=1.33, p<.05$), 총 충격력($F=1.588, p<.05$)에서는 통계적으로 의미 있는 차이가 나타나지 않았다. 수직 충격력의 변인에서 Nigg, Bahlsen(1988)의 연구에서는 연질의 중저 조건에서 가장 큰 수직 충격력이 발생하였고, Bright De Wit, Clercq & Lenoir(1995)의 연구에서도 4.5m/sec의 속도로 런닝하여 연질과 경질의 중저 조건

에서 각각 2.36BW, 2.15BW로 나타났는데 이는 본 연구의 값에 비하여 큰 값을 보이는데 이는 런닝 속도의 차이로 생각된다. 수직 충격력까지의 시간의 경우 $p<.001$ 에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. <그림 6>에서 맨발의 경우 수직 충격력까지의 시간은 $5.4941 \pm 2.2167\%$, 일반인솔의 경우 수직 충격력까지의 시간은 $14.2406 \pm 1.8729\%$, 기능성인솔의 경우 수직 충격력까지의 시간은 $16.0444 \pm 3.4852\%$ 로 나타났다. 수직 충격력까지의 시간은 맨발, 일반인솔, 기능성인솔에서 일반인솔과 기능성인솔이 맨발 보다 통계적으로 길게 나타났다. 그러나 일반인솔과 기능성인솔에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러므로 기능성인솔의 충격흡수 기능은 수직 충격력까지의 시간에 영향을 주지 않았다. <그림 7>에서와 같이 최대 부하율의 경우 $p<.001$ 에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 맨발의 경우 최대 부하율은 $79.7849 \pm 41.0142\text{BW/s}$, 일반인솔의 경우 최대 부하율은 $33.7946 \pm 6.0959\text{BW/s}$, 기능성인솔의 경우 최대 부하율은 $24.8607 \pm 6.0799\text{BW/s}$ 로 맨발의 경우 가장 크게 나타났다. 최대 부하율은 맨발, 일반인솔, 기능성인솔에서 일반인솔과 기능성인솔이 맨발보다 통계적으로 작게 나타났다.

그러나 일반인솔과 기능성인솔에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러므로 기능성인솔의 충격흡수 기능은 최대 부하율에 통계적인 차이에 영향을 주지 않았다. <그림 8>에서와 같이 최대 부하율까지의 시간의 경우 $p<.001$ 에서 통계적으로 유의한 차이를

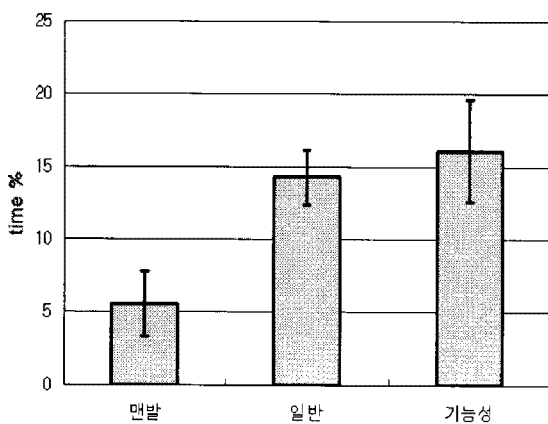


그림 6. 수직 충격력까지의 시간

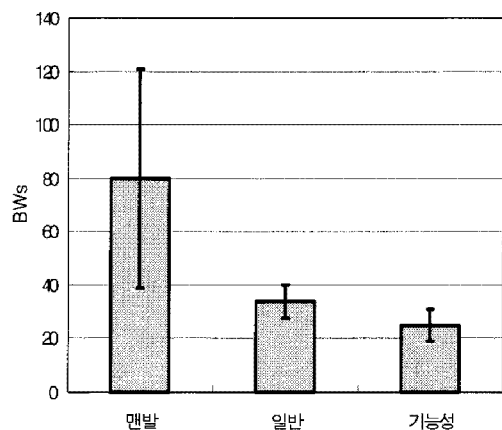


그림 7. 최대 부하율

표 5. 지면반력 변인

변인	맨발(a)	일반인솔(b)	기능성인솔(c)	F	post-hoc
지면 접촉시간 (sec)	0.2668 (±0.0149)	0.272 (±0.0182)	0.2702 (±0.0172)	.222	
수직 충격력 (BW)	1.5923 (±0.3761)	1.5083 (±0.2764)	1.3029 (±0.3584)	1.807	
수직 충격력까지의 시간(%)	5.4941 (±2.2167)	14.2406 (±1.8729)	16.0444 (±3.4852)	43.777***	a<c.b
수직 활동력 (BW)	2.5319 (±0.1726)	2.6638 (±0.1836)	2.6602 (±0.2026)	1.619	
수직 활동력까지의 시간(%)	39.5559 (±3.8302)	42.1714 (±5.7626)	42.7932 (±4.3248)	1.330	
최대 부하율 (BW/s)	79.7849 (±41.0142)	33.7946 (±6.0959)	24.8607 (±6.0799)	31.950***	a>b.c
최대 부하율까지의 시간(%)	3.4796 (±1.3697)	8.6591 (±1.9382)	9.0451 (±1.8537)	14.837***	a<c.b
최초 20% 구간의 충격력 (BW/s)	0.0544 (±0.0095)	0.0478 (±0.0095)	0.0372 (±0.0084)	9.067***	a.b>c
총 충격력 (BW/s)	0.3701 (±0.0163)	0.3814 (±0.0195)	0.3662 (±0.023)	1.588	

*** p<.001

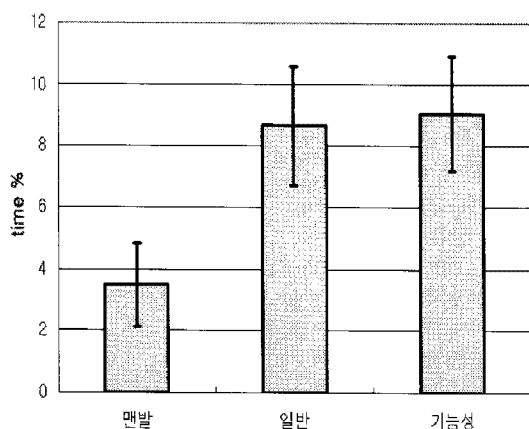


그림 8. 최대 부하율까지의 시간

보였다. 맨발의 경우 최대 부하율까지의 시간은 $3.4796 \pm 1.3697\%$, 일반인솔의 경우 최대 부하율까지의 시간은 $8.6591 \pm 1.9382\%$, 기능성인솔의 조건에서 최대 부하율까지의 시간은 $9.0451 \pm 1.8537\%$ 로 맨발의 경우 가장 짧게 나타났다. 최대 부하율까지의 시간은 맨발, 일반인솔, 기능성인솔에서 일반인솔과 기능성인솔이 맨발보다 통계적으로 길게 나타났다. 그러나 일반인솔과 기능성인솔에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러므로 기능성인솔의 충격흡수 기능은 최대 부하

율까지의 시간에 대하여 통계적인 차이에 영향을 주지 않았다.

<그림 9>에서 최초 20% 구간의 충격력의 경우 $p<.001$ 에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

맨발의 경우 최초 20% 구간의 충격력은 $0.0544 \pm 0.0095\text{BW/s}$, 일반인솔의 경우 최초 20% 구간의 충격력은 $0.0478 \pm 0.0095\text{BW/s}$, 기능성인솔의 경우 최초 20% 구간의 충격력은 $0.0372 \pm 0.0084\text{BW/s}$ 로 기능성인솔이 가장 작게 나타났다. 최초 20% 구간의 충격력은 맨발,

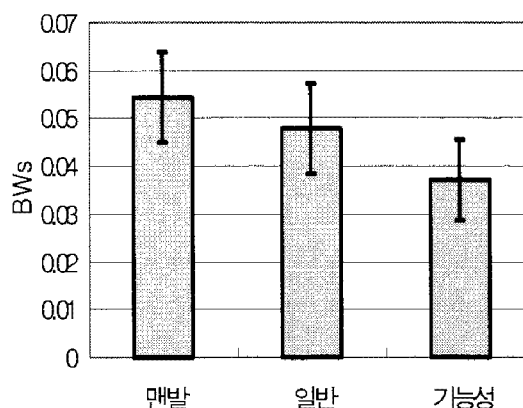


그림 9. 최초 20%구간의 충격력

일반인솔, 기능성인솔에서 맨발과 일반인솔사이에서 일반인솔이 작게 나타났으나 통계적인 차이는 보이지 않았다. 그러므로 최초 20% 구간의 충격력에서 기능성인솔의 충격흡수 기능은 맨발과 일반인솔보다 효과가 있음을 통계적으로 확인할 수 있다.

2. 근전도 변화 차이분석

런닝시 근전도 측정기를 이용하여 발이 지면에 처음 접촉한 후 지면에서 떨어질 때까지의 시간인 지면 접촉 시간에서 근전도 변화를 분석한 결과는 <표 7>, <그림 10>과 같다. 런닝시 근전도 측정기를 이용하여 발이 지면에 처음 접촉한 후 지면에서 떨어질 때까지의 시간인

지면 접촉 시간동안 근전도 변화를 분석한 결과, 맨발(100%)을 기준으로 전경골근은 일반인솔의 경우 $107.1429 \pm 52.8318\%$, 기능성인솔의 경우 $102.2636 \pm 50.8062\%$ 로 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았다($p < .05$). 비복근에서는 일반인솔의 경우 $99.0325 \pm 25.5042\%$, 기능성인솔의 경우 $103.0059 \pm 29.7689\%$ 로 나타나 비복근에서도 인솔의 차이에 의한 근 활성의 통계적인 차이는 나타나지 않았다. 내측광근에서 일반인솔의 경우 $98.4981 \pm 31.2583\%$, 기능성인솔의 경우 $122.4116 \pm 55.3547\%$ 로 <표 7>과 같이 근 활성에서 다소 차이를 나타내고 있지만 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

표 7. 근전도 변인

변인	맨발	일반 인솔	기능성 인솔	F
전경골근(%RVC)	100	107.1429 (±52.8318)	102.2636 (±50.8062)	.055
비복근(%RVC)	100	99.0325 (±25.5042)	103.0059 (±29.7689)	.060
내측광근(%RVC)	100	98.4981 (±31.2583)	122.4116 (±55.3547)	.096
대퇴이두근(%RVC)	100	105.9055 (±25.2132)	96.272 (±24.582)	.478

$p < .05$

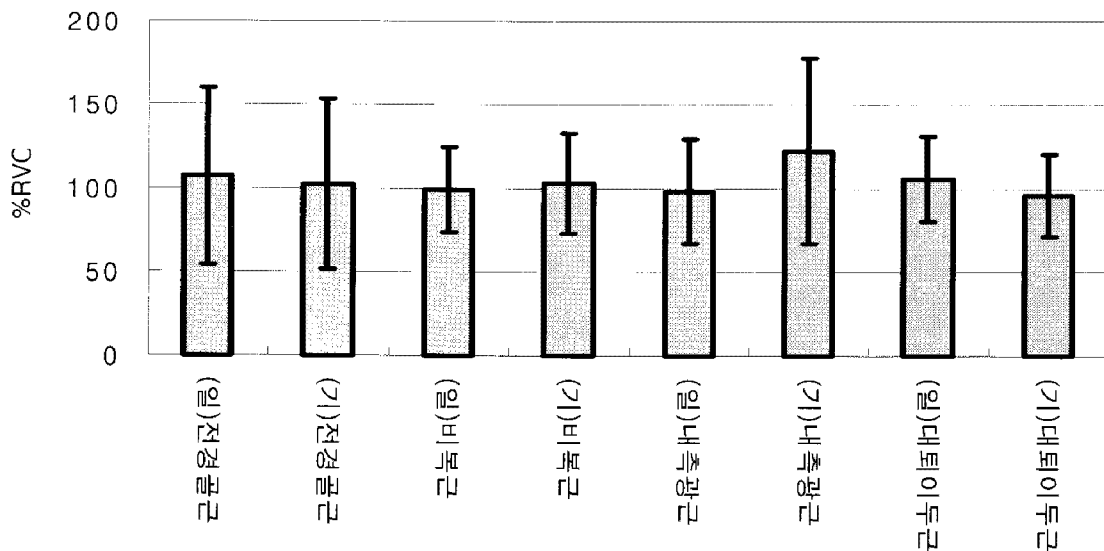


그림 10. 인솔의 차이에 따른 근전도 변화정도 변인에 미치는 영향을 비교 분석하여 런닝을

대퇴이두근은 일반인솔의 경우 $105.9055 \pm 25.2132\%$, 기능성인솔의 경우 $96.272 \pm 24.582\%$ 로 인솔 차이에 따른 근 활성의 변화에 통계적인 차이를 보이지 않았다.

맨발, 일반인솔, 기능성인솔의 차이는 동일한 런닝 속도에서 근활성에 영향을 주지 않았다.

IV. 결론 및 제언

본 연구는 런닝동작의 지지 구간에서 인솔의 기능성 차이가 지면반력기의 지면반력 변인, 근전도 변인에 미치는 영향을 비교 분석하여 런닝을 목적으로 하는 기능성인솔을 착용할 경우 인솔에 의한 충격흡수 및 분산이 인체에 작용하는 영향을 운동역학적으로 검증해 봄으로써 인솔의 연구, 제작 및 사용에 필요한 자료로서 활용하는데 있다. 이러한 연구의 목적에 따라 10명의 피험자에게 3가지 조건 맨발, 일반인솔, 기능성인솔에서 $2.0 \pm 0.24\text{m/s}$ 로 런닝을 실시하여 분석한 주요 변인은 지면반력 변인으로는 접촉 시간, 수직 충격력, 수직 충격력까지의 시간, 수직 활동력, 수직 활동력까지의 시간, 최대 부하율, 최대 부하율까지의 시간, 초기 20%의 충격량, 전체 충격량이 있으며, 근전도 변인으로는 각 근육을 맨발을 기준으로 %RVC방법을 사용하여 내측광근, 대퇴이두근, 전경골근, 비복근을 일원변량분석을 사용하여 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

지면반력 변인을 통하여 수직 충격력까지의 시간, 최대 부하율, 최대 부하율까지의 시간, 최초 20% 구간의 역적에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 그러나 최초 20% 구간 외의 변인들은 맨발과 일반인솔, 맨발과 기능성 인솔에서 유의한 차이를 보였고 일반인솔과 기능성인솔에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 그러므로 초기 20% 구간의 역적에서 기능성인솔과 일반인솔, 맨발의 통계적인 차이는 기능성인솔의 기능이 초기 충격력을 줄여주는 기능이 가장 큰 것을 통계적으로 보여주고 있다. 그리고 그 외의 지면반력 변인에서 보여 주듯이 기능성인솔은 초기충격력 이외의 값에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으나 충격이 최대가 되는 시간을 지연시키거나 충격을 줄이는 기능을 지니고 있는 것을 확인 할 수 있었다.

근전도 변인에서 전경골근, 내측광근 대퇴이두근, 비복근의 근전도의 변화는 전체적으로 통계적인 차이를 보이지는 않았지만 기능성인솔에서 내측광근의 사용이 다소 증가함을 볼 수 있었다. 그러므로 기능성인솔의 초기 충격흡수 기능은 발목각 및 초기 20% 구간의 충격력에 영향을 주어 인체에 운동학 및 운동역학적인 영향을 주는 것을 확인할 수 있다. 그러나 이 결과는 10명의 연구대상자에 대한 결과이고 비교 런닝화 역시 한 가지이기 때문에 분석내용을 일반화시키기는 어렵다고 생각된다.

앞으로의 연구에서는 각기 다른 기능성인솔, 여러 가지 신발의 운동학 및 운동역학적 특성과 피험자의 신체적인 조건을 다양화 하여 신발 및 인솔이 피험자의 신체변화에 따라 기능을 어떻게 발휘하지, 여러 가지 신발 및 기능성인솔을 운동역학적으로 비교하여 한 가지 인솔에 추가로 여러 가지 기능을 동시에 부여하여 기능을 발휘할 수 있는지와 같은 복합적인 실험 및 연구가 진행되어야 할 것으로 생각된다. 이 외에도 여러 가지 기능성인솔을 사용하여 비교분석하는 후속 연구가 인솔의 성능 개선 및 기술 향상에 도움을 줄 것으로 기대되므로 지속적인 연구가 필요하다고 생각된다.

참 고 문 헌

- 김명웅, 김동엽, 박혜수(2005). 기능성 신발의 제조기술, 선진문화사. pp. 10~11.
- 김우규 (2005). 다이어트 신발 착용후 8주간 걷기 운동이 호흡 순환 기능 및 에너지 소비량에 미치는 영향, 한국스포츠리서치, 제16권 4호 pp. 113~122.
- 곽창수 (1999). 운동화의 착용기간에 따른 신발의 기능성 평가. 한국체육학회지, 제38권 제2호, pp. 483-497.
- 신성휴, 박기자. (2003). Electromyography 기법을 이용한 육상 크라우칭 스타트의 하 체 근 동원 비교분석, 한국운동역학회지, 제13권 2호, pp. 115-122.
- 정병열, 하현보. (2004). 신발인솔 높이와 재질 이 발의

- 압력과 운동효과에 미치는 영향. 한국스포츠
리서치. 제15권, 제1호, pp. 911-924.
조선일보(2005, 04). 한국 마라톤화 시장조사.
- Brigit De Wit, Dirk De Clercq & Lenoir(1995). The
effect of varying midsole hardness on
impact force and foot motion during foot
contact in running. Journal of applied
biomechanics, 11. 395-406.
- 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., & Lafortune, M.A. (1980). Ground
reaction forces in distance running, Journal
of Biomechanics, 13, 397-406.
- Cavanagh. P. R. (1987). The Biomechanics of lower
extremity action in distance running. Foot
and Ankle. 7 : pp. 197-217.
- 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.
- Clancy, W. G. (1982). Runner's injuries: Part one. The
American Journal of Sports Medicine, 8, 2,
137-144.
- 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.
- 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. : 1-29
- Mann, R. A. & Hagy, J. (1980). Biomechanics of
walking, running, and sprinting. American
Journal of Sports Medicine, 8, pp. 345-350.
- Monro, C. F., Miller, D. L., Nad Fuglevand, A. J.
(1987). Ground reaction in running : A
reexamination. J. of Biomechanics, 20 : pp.
147-155.
- 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.
- Nigg, B, M. & Bahlsen, H, A.(1988) The 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., Bahlsen, Leuthi, H. M. and Stokes. S.
(1987). The influence of running velocity
and midsole hardness on external impact
force in heel-toe running. J. Biomechanics.
20(10). pp. 951-959.
- Stacoff, A., Kaelin, X., & Stuessi, E. (1988). Impact in
landing after a volleyball block. In de Groot
et al. (Eds.). Biomechanics XI-B, 694-700.
Amsterdam: Free University of Press.

투 고 일 : 2006. 7.30

심 사 일 : 2006. 8. 1

심사완료일 : 2006. 8.15