KJSB Korean Journal of Sport Biomechanics 2020; 30(4): 285-291
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2020.30.4.285
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Effect of High Elastic Running Shoes on Biomechanical Factors

고탄성 런닝화가 생체역학적 요소에 미치는 영향

Jungho Lee

Shoe Research Lab, K2korea, Seoul, South Korea

Received : 23 December 2020
Revised : 30 December 2020
Accepted : 30 December 2020

Corresponding Author
Jungho Lee
Shoe Research Lab, K2korea,
174-14, Jakok-Ro, Kangnam_Gu,
Seoul, 05393, South Korea
Tel : +82-10-7276-7774
Fax : +82-2-3294-8623
Email : leejh77@gmail.com

Objective: Shoes midsole are crucial for reducing impact forces on the lower extremity when someone is running. Previous studies report that the cushioning of running shoes make it possible to use less muscular energies. However, the well cushioned shoes result in energy loss as the shoe midsole is compressed. Cushioning reduces the load on the body, it also results in the use of more muscle energy to create propulsion force. The purpose of this study was to investigate the effect of the difference of shoe hardness & resilience on the running.

Method: Shoes midsole are crucial for reducing impact forces on the lower extremity when someone is running. Previous studies report that the cushioning of running shoes make it possible to use less muscular energies. However, the well cushioned shoes result in energy loss as the shoe midsole is compressed. Cushioning reduces the load on the body, it also results in the use of more muscle energy to create propulsion force. The purpose of this study was to investigate the effect of the difference of shoe hardness & resilience on the running.

Results: In vastus lateralis muscle Activation, Type 55 were significantly higher for Type 50 and X (p=0.019, p=0.045). In Gluteus Maximus muscle activation, Type 55 was significantly lower for type 50 (p=0.005). In loading late, Type 55 and X were significantly higher for type 45 (p=0.008, p=0.006).

Conclusion: The components of a shoe are very complex, and there can be many differences in manufacturing as well. Although some differences can be found in the biomechanical variables of the high elastic midsole, it is difficult to interpret the performance enhancement and injury prevention.

Keywords: Running shoes, Resilience, High elastic, Biomechanics, Injury, hardness

INTRODUCTION

런닝화 시장에 있어 런닝화의 주된 화두는 부상 방지와 퍼포먼스 증대이다. 부상 방지와 퍼포먼스 증대는 대체적으로 반비례한다. 런닝화의 연구 역시 부상 방지와 퍼포먼스 증대에 초점을 맞추어 연구가 이루어지고 있다(Marcus, David, Graham, Jonathan & David, 2018). 런닝화가 산업으로 자리 잡을 수 있었던 시기는 1970년대에 런닝 붐이 일어나면서이다. 런닝 붐이 일어나면서 런닝에 있어 유일한 스포츠 장비인 신발 즉 런닝화는 신발산업에 주된 제품으로 자리잡았다. 이 때 당시 발의 회내(Pronation) 동작이 부상과 가장 관련이 깊으며 부상에 주된 원인으로 판단되어 런닝 시 발의 스트라이크 시점에서 회내를 줄일 수 있는 기술들이 나타나기 시작하였다. 현재까지도 이러한 회내 동작을 방지하는 글로벌 런닝화 브랜드들이 주를 이루고 있다. 이러한 부상과 런닝화의 회내와의 관계 및 믿음은 2000년대 초기까지 지속되어 왔다. 런닝화의 세부 스펙(Stack height, Drop, Rocker point, Flex groove 등)과 퍼포먼스, 부상과의 관계 규명을 위한 많은 연구들이 진행되어 왔으며 퍼포먼스, 상해와 관련성 있는 변인들에 대한 여러 연구들 역시 진행되어 왔으며 신발 스펙과 생체역학 메커니즘에

Copyright © 2020 Korean Journal of Sport Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

관계도는 아래 그림(Figure 1)과 같다(Nigg, 2001; Stefanyshyn, Stergiou, Lun, Meeuwisse & Worobets, 2006). 특히 본 연구에 있어서는 신발 스펙 중 에너지 리턴, 미드솔의 탄성과 상해와의 관계성에 주목하고자 한다.

2000년대 들어와서 미니멀한 신발이 유행하면서 Heel strike와 Forefoot strike에 대한 많은 연구가 진행되었으며 맨발 런닝화에 대하여 많은 논쟁들이 있어왔다. Strike 위치 및 자세에 대한 논쟁은 아직도 이루어지고 있다.

2011년 아디다스에서 부스트(Boost)라는 모델이 출시되었다. 아이다스 부스트 모델은 기존 폼과 비교하여 반발탄성이 상대적으로 높다는 것을 광고로 프로모션을 진행하였다. 이 제품은 e-TPU 소재를 적용한 고탄성 미드솔 폼 신기술로 큰 성공을 거두었으면 현재도 큰 인기를 달리고 있다. 아디다스 boost 제품 이후 고탄성 미드솔 폼들이 지속적으로 개발되고, 글로벌 스포츠 브랜드 역시 고탄성 폼을 출시하고 있으며 최근에 대표적으로는 Brooks의 levitate 모델과 나이키의 React 모델이 2017년 이후 출시되었다. 각 브랜드들은 자체 볼드롭 테스트(쇠구슬을 일정한 높이에서 떨어뜨려 최대 높이를 측정)를 실시한 결과 Brooks는 70%라고 보고되고 있으며, 아이다스 부스트의 경우 자체 측정 결과 60% 수치를 보였다. 특히 나이키 Vapor fly 4% 제품은 신발 미드솔 사이에 카본 플레이트를 삽입한 제품이며 마라톤 세계 신기록을 위해 제작된 제품으로 많은 마라토너들이 착용하여 2017년 각종 대회에서 우승을 차지했다.

Running magazine 캐나다 잡지를 보면 도쿄 마라톤 대회 2위 Gideon Kipeter는 2:05:51, 보스턴 여자 마라톤 1위 Edna Kiplagat는 2:21:52, 3위 Jordan Hasay 2:23:00, 보스턴 남자 경기에서는 1위 Geoffrey Kirui는 2:09:37, 2위 Galen Rupp는 2:09:58, 3위 Suguru Osako는 2:10:28을 기록하였다. 이들 모두 베이퍼플라이를 신고 기록을 단축시켰다. 이외에도 메이저 마라톤 대회에서 베이퍼맥스 런닝화를 착용한 마라토너들이 경기 기록을 기존 기록보다 단축하였으며 일부 과학자들은 런닝화의 폼과 카본 플레이트로 인한 것으로 제품 사용에 대해 불공정하다고 주장하였다.

이러한 고탄성 폼 제품들에 대한 에너지 소비 비교 연구는 다수 진행되어 왔다(Hoogkamer et al., 2017; Sinclair, Mcgrath, Brook, Taylor & Dillon, 2016). 연구에 대한 여러 논쟁들이 존재하고 있지만 많은 소비자들이 제품들을 착용하고 있으며 큰 인기를 달리고 있다. 하지만 이러한 고탄성 제품들이 런닝 시 생체역학적으로 어떠한 변화를 발생시키는지 또한 안정성 측면에서 부상의 원인일 수 있는지에 대한 연구가 미비하다. 이에 최근 유행하는 고탄성 폼 제품들에 대하여 전통적인 런닝화와 운동역학적, 운동형상학적으로 어떠한 차이가 있는지 비교 연구 및 부상의 가능성에 대한 연구가 필요하다.

Hoogkamer et al. (2017)는 마라톤 런닝화의 에너지 소비에 대한 연구를 진행하였다. 이 연구는 위에서 언급한 나이키 vaporfly 4% 제품 비교 연구로 기계 테스트를 통하여 신발 완제품의 에너지 리턴을 비교하였다. 또한 Energetic cost, VO_2, ECOT, O_2COT를 측정하였으며, 최대 수직 지면 반발력(Peak Fz), 스텝 주기(Step frequency), 접촉시간(Contact time)을 풋 스트라이크(Foot strike) 위치 별로 측정하였다.

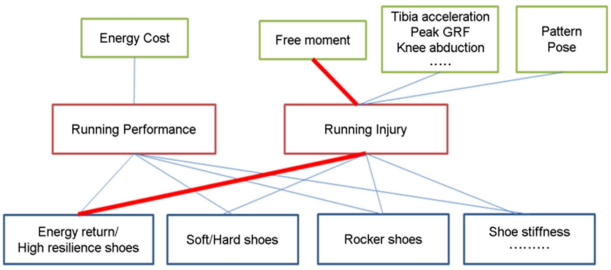

Figure 1. Relation between shoes and biomechanics

위 연구에서는 나이키의 신발의 기계 테스트 결과 에너지 리턴 87%, 아디다스 부스트 75.9%, 나이키 대조군 65.5%로 조사되었으며 이러한 신발의 기계 테스트 결과와 디자인적인 요소로 인하여 나이키의 NP 모델은 기존 레이싱 마라톤화와 비교하여 평균 4%의 에너지 소비를 줄일 수 있다고 보고하였으며 이 런닝화는 마라톤 2시간 벽을 허물 수 있을 것이라고 예견하였다.

Sinclair et al. (2016)은 아디다스 부스트 런닝화가 전통적인 런닝화와 비교 시 에너지 소비에 어떠한 영향을 주는지 비교 연구하였다. 위 연구는 12명의 러너가 참여하였으며 생리학적 변인인 VO_2, Heart rate 등과 컴포트에 대한 설문을 실시하였다. 연구 결과 에너지 리턴 신발에서 VO_2와 호흡교환율이 낮게 조사되었으며, 컴포트에 있어서는 높은 수치를 보였다.

Worobets, Wannop, Tomaras & Stefanyshyn (2014) 연구에서는 위의 연구와 달리 동일한 구조의 신발에 있어 미드솔 폼의 경도와 에너지 리턴이 다른 모델 2가지를 선정하였으며 트레드밀 환경과 일반 런닝 환경에서 에너지 소비에 대하여 비교 평가하였다. 두 가지 조건의 바닥 환경에서 소프트한 신발이 대조군과 비교하여 산소 소비가 감소하는 것으로 조사되었다. 그리고 트레드밀 조건에서는 고탄성 신발 착용 시 12명 중 9명이 에너지 소비가 1.2% 감소하였다.

Nigg, Baltich, Hoerzer & Enders (2015)의 런닝화와 부상에 대한 총평 논문을 살펴보면 런닝화 쿠셔닝 미드솔 경도가 부상과는 상관이 없다는 연구 2편과 부상과는 상관이 있다는 연구 1편이 있다고 보고하였다. 특히 런닝 붐이 일어난 1970년대 중반 이후 충격력(Impact force)과 발 회내(Foot pronation)은 부상과 매우 밀접한 관련이 있는 변인으로 대표하지만 부상 빈도와는 큰 상관이 없다는 연구 결과에 대해 언급하고 있

으며 자신만의 컴포트 필터가 있어 자신에게 적합한 편한 런닝화가 있다고 하였으며 이에 대해 컴포트 필터 패러다임을 새롭게 주장하였다.

Willwacher et al. (2015, 2017), Willwacher, Irena, Katina & Gert-Peter (2016)은 프리 모멘트와 런닝 시 관절의 부하와 상해 위험에 대한 연구를 진행하였으며 12회 신발생체역학회에서 나이키상을 수상하였다. 본 연구를 살펴보면 프리 모멘트, 관절학과 부상 위험성에 대해서는 많은 연구들이 진행되어 왔으며 특히 러너를 분류하는데 있어 프리 모멘트가 유용한 변인이며 잠재적 부상 위험성과 하지 관절과의 관계를 나타낼 수 있다고 하였다. 또한, Willwacher et al. (2015)에서는 런닝 포즈에 따라서 프리 모멘트 패턴이 다르며 상해 유형에 따라 자유 모멘트가 다른 유형을 보인다는 연구결과를 발표하였다. 2017년 논문에서는 프리 모멘트는 신발의 영향을 받는다고 하였다. 하지만 신발보다 런닝 스타일이 프리 모멘트에 더 큰 영향을 줄 수 있으며 이에 따라 런닝 스타일에 적합한 런닝화 스펙(무게, 모션 컨트롤 특징 등)이 매칭되어야 한다고 하였다.

Hennig (2017)은 러너가 런닝화에 대한 인식이 생체역학적 변인으로 예측될 수 있다고 하였다. 러너들은 충격 흡수 기능과 낮은 족저압력이 있는 제품들에 대하여 선호하였으며 2005년부터 2015년까지 4가지 연구에서 동일한 결과를 보였다고 보고하였다. 특히 정강이뼈 최대 가속도 값과 최대 수직 지면 반력 비율은 신발 선호도와 매우 높은 상관관계를 보였다. 또한 전족의 압력 정보 역시 큰 상관관계를 보였다.

앞에서 신발의 폼 특징에 따라 에너지 소비와의 관계에 대한 최신 선행 연구뿐만 아니라 런닝 시 부상과 관련성 있는 변인들에 대한 연구들을 살펴보았다. 런닝 부상과 관련 깊은 생체역학적 변인에 대한 많은 논쟁이 실제로 2017 신발생체역학회에서 이루어졌으며 신발과 부상에 있어 생체역학적인 변인에 대한 선택적 문제점에 대하여 최근 많은 논쟁들이 있다. 또한, 신발의 컴포트 착화를 중요시하는 감성 공학의 확대로 인하여 컴포트 설문 결과와 생체역학적 변인과의 연결고리를 찾아내려는 연구들도 진행되고 있다.

따라서, 본 연구의 목적은 런닝화 시장에서 유행하고 있는 에너지 리턴, 반발탄성 트렌드에 발맞추어 고탄성 런닝화가 런닝 시 인체에 미칠 수 있는 생체역학적 차이를 조사하여 관련 연구를 보고하고자 하는데 있다.

METHOD

1. 연구대상

본 연구 예비 실험(Pilot)은 연구참여 대상자 2명으로 실시하였으며, 판매되고 있는 런닝화 3족을 선정하였다. 선정한 런닝화는 Adidas Ultraboost (AU), Adidas Terex Agravic Speed (AT), Hoka M Challenger ATR 4 (HO)이다. 본 실험의 피험자는 총 10명, 연령(22.6±2.01), 체중(70.3±5.7)이었으며 미드솔 특성의 차이를 규명하기 위하여 동일한 디자인에 다른 미드솔을 적용한 시제품 3족을 제작하였으며 본 실험의 대상자는 10명으로 하였다(Table 1, Table 2).

Table 1. Shoes specification

	HO	AU	AT	
Hardness (C)	C57	C45	Top	C75
			Bottom	C70
Weight (g)	249	314	242	
Resilience (%)	44	55	46	
Drop (mm)	5	10	6	

Table 2. Midsole specifications

Type	45	50	55	Control C
Hardness (C)	46	51	55	52
Resilience (%)	63	63	55	–
Weight (g)	310	308	301	334

2. 실험 장비

본 연구에서는 '운동자각도 측정 도구(Borg RPE scale[6-20], Sweden)'를 사용하였으며, 운동의 힘든 정도를 6~20까지의 단계로 설정하였다. 20단계는 달리기를 더 이상 지속하는 것이 불가능한 정도로 이 시점에서는 실험을 중단하였다.

연구참여 대상자의 분당 심박수를 실시간으로 확인하여 달리기 시 신체적인 상태나 문제점, 실험 지속 가능 여부를 확인하기 위하여 활용하였다. 근전도(Electromyography) 측정 장비를 근육 위 피부 표면에 부착하여 근육의 활성화 정도 및 근피로도를 측정하였고, 트레드밀 위를 달리는 동안 충격력을 측정하기 위해 족저압 장비(Pedar-X, Novel.de, U.S)를 사용하였다. 또한, 주관적 평가 설문지를 통하여 신발의 착화감에 대한 주관적 평가 도구로 사용하였다.

3. 실험절차

예비 실험에서는 무산소성 역치를 결정하기 위한 최대 산소섭취량(VO2max) 테스트를 실시하고 기존 판매되고 있는 3개의 신발에 대한 6분간의 런닝 테스트, 각 신발에 5분간 휴식을

실시하였다. 본 실험에서는 라스트, 갑피, 인솔, 아웃솔 등 모든 신발 특성은 동일한 상태에서 미드솔의 경도만 다른(46C, 51C, 55C) 샘플 신발 3개와 경도는 52이지만 더 Stiff한 Control C인 총 4개의 샘플 신발을 특수 제작하여 사용하였다. 4종류의 러닝화 착용 순서를 무작위로 결정하여 착용한 후, 신발에 적응하기 위해 트레드밀 위에서 4 km/h의 속도로 4분간 걷기를 실시하였다. 5분간 휴식 후 트레드밀에서 7 km/h의 속도로 달리기를 시작해 속도를 점진적으로 높여 10 km/h 속도에서 15분간 지속적으로 달리고 달리기 종료 후 착화감 설문을 실시하였다.

4. 자료분석

예비 실험의 경우 기존 신발에 대한 변화를 관찰하기 위하여 설문 및 하지의 운동형상학적 차이를 분석하였다. 본 실험에 있어서 충격력은 신발 내 삽입한 족저압력 센서에서 측정된 압력값을 모두 합하여 수직방향의 지면 반력을 측정하여 분석하였고, 충격 부하율(Loading Rate)은 지면을 딛는 순간부터 최대 충격력이 발현 시점까지의 시간에 대한 충격력의 증가율로 분석하였다. 달리기에 의한 피로에 의해 스트라이드 시간의 일관성이 떨어질 것(불규칙)으로 가정하고 달리기 후 14분 지점에서 연속되는 20 스트라이드 동안 각 스트라이드 시간을 측정해 신발 별로 스트라이드 시간의 일관성을 분석하였다. 달리기에 의한 피로로 인해 스트라이드 빈도가 증가할 것으로 가정하고, 신발 별로 스트라이드 빈도를 측정하였다. 근 활성도는 총 8개의 하지 근육전경골근(TA), 내측비복근(GM), 외측비복근(GL), 대퇴직근(RF), 외측광근(VL), 내측광근(VM), 대퇴이두근(BF), 반건양근(ST)에 부착하여 데이터를 수집하였다. 피험자가 달리기를 멈추기 1분 전의 데이터를 EMG를 통하여 분석하였는데 이때 사용한 분석방법은 Root Mean Square (RMS)로 데이터는 달기기 중 최대 근육 활성화에 따라 각 사람들에 대해 표준화 하였습니다. 따라서 데이터는 백분율로 표기되는데 높은 비율은 피로와 관련된 근육의 활성화를 의미하며 낮은 주파수는 또한 근육 피로와 관련이 있다(Cifrek, Medved, Tonkovic & Ostojjc, 2009).

근전도 시스템(Electromyography System)과 Pedar-X 족저압 측정 시스템의 동조(Synchronize)를 통해 수집된 데이터는 Visual 3d (C-motion, USA)와 Matlab R2018a (The MathWorks Inc, USA)를 사용하여 분석되었다. 분석된 근전도 데이터는 버터워스 4차 저역통과필터(Butterworth 4th low-pass filter)의 차단주파수 11 Hz로 평활화 하였다.

신발이 생체역학적 변인에 미치는 영향을 분석하기 위해, 일원 반복 측정 분산분석(One-way repeated measure ANOVA)을 실시하였다. 유의한 차이가 나타날 경우, 사후 검증으로 bonferroni 방법을 사용하였다. 또한 달리기 프로토콜이 근 피로도에 미치는 영향을 분석하기 위해, 대응표본 *t*-검정(Paired *t*-test)를 실시하였다. 모든 통계적 유의 수준은 $p<.05$로 설정하였다.

RESULTS

1. 예비실험 결과

1) 편안함 및 자기 만족도

설문지를 다음과 같은 항목을 작성한 결과 피험자가 착용 시 전체적으로 편안함이나 만족도를 얻은 신발은 AU > HO > AT 순 이었다. 연구참여 대상자가 신발 착용 시 컴포트에서 만족했을 경우 다른 변수의 선호도도 높게 나타난다(Hennig, 2011)는 연구 결과를 토대로 설문지에서 만족도는 컴포트를 기준으로 평가하였다.

2) 최대 굴곡 각도(Maximum flexion angle)

런닝 시 고관절, 무릎, 발목의 최대 굴곡 각도를 측정한 결과, AT 신발 착용 시에 고관절과 무릎의 굴곡 각도가 가장 크게 나타났으며 발목의 굴곡 각도는 가장 작게 나타났다(Table 3).

Table 3. Maximum flexion angle of lower leg

	Hip flexion	Knee flexion	Ankle flexion
AT	34.65±1.51	76.38±11.23	24.34±3.45
AU	33.58±4.89	74.19±10.35	25.95±3.55
HO	34.22±0.78	72.76±8.75	26.02±3.35

3) 각 관절의 가동범위(Range of Motion: ROM)

런닝 시 고관절, 무릎, 발목의 관절 가동범위를 측정한 결과, 고관절과 발목, 무릎의 관절 가동범위가 증가할수록 런닝 퍼포먼스에 부정적인 영향을 미친다(Folland, Allen, Black, Handsaker & Forrester, 2017)는 연구 결과를 토대로 변인을 분석한 결과 HO 착용 시 고관절, 무릎, 발목의 가동범위가 가장 적게 나타났다(Table 4).

4) 발 접촉 굴곡 각도(Flexion angle at foot contact)

런닝 시 뒤꿈치가 닿을 때 고관절, 무릎, 발목의 굴곡 각도를 측정한 결과, 뒤꿈치가 지면에 닿는 시점에 고관절과 발목,

Table 4. ROM of lower limbs

	Hip flexion	Knee flexion	Ankle flexion
Adidas Terex (AT)	40.31±1.51	82.78±15.02	44.77±6.82
Adidas Ultraboost (AU)	40.5±2.33	80.82±12.93	46.04±9.34
Hoka One One (HO)	38.7±2.35	80.48±13.14	43.36±7.08

Table 5. Angle of lower limbs at heel contact

	Hip flexion	Knee flexion	Ankle flexion
Adidas Terex (AT)	30.37±1.67	10.3±5.96	0.36±10.31
Adidas Ultraboost (AU)	29.65±4.6	9.99±3.85	3.67±7.67
Hoka One One (HO)	30.26±1.27	10.67±4.86	3.42±9.07

무릎의 굴곡 각도가 클수록 런닝 퍼포먼스에 부정적인 영향을 미친다(Folland et al., 2017)는 연구 결과를 토대로 변인을 분석한 결과 AU 착용 시에 고관절과 무릎에서 가장 작은 각도를 나타냈고, 반대로 발목에서는 가장 큰 각도를 나타내었다(Table 5).

5) 골반의 수직방향 운동(Pelvis vertical oscillation)

골반의 수직 움직임을 측정한 결과, 런닝 시 골반의 수직 움직임이 적은 것이 런닝 퍼포먼스에 긍정적인 영향을 미친다(Folland et al., 2017)는 연구 결과를 토대로 변인을 분석한 결과 HO를 착용 했을 때 골반의 수직 움직임이 가장 작은 것으로 나타났다(Table 6).

Table 6. Pelvis vertical displacement

(mm)	Vertical displacement
Adidas Terex (AT)	97.6±17.48
Adidas Ultraboost (AU)	98.01±15.19
Hoka One One (HO)	93.03±9.83

2. 본 실험 결과

1) 스트라이드 일관성

스트라이드 시간의 일관성과 빈도는 각 신발 별 연속되는 20개 스트라이드 시간의 일관성에 대한 통계적인 차이가 나타나지 않았다(Table 7).

Table 7. CV of stride

	45	50	55	X
Mean ± SD (s)	0.7458 ±0.0765	0.7448 ±0.0439	0.7462 ±0.0471	0.7457 ±0.0464
CV (%)	7.64±5.3	4.96±1.42	5.54±1.79	5.24±1.5

2) 스트라이드 빈도

각 신발 별 스트라이드 빈도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 8).

Table 8. Stride frequency

	45	50	55	X
Mean ± SD (time)	73.8±2.01	74.1±2.58	74.7±1.91	75.3±2.08

3) 근육 활성화 및 피로도

VL에서 Type 55는 Type 50과 Control C에 통계적으로 높은 결과를 보인다(p=0.019, p=0.045). GL에서 Type 55는 Type 50에 통계적으로 낮은 결과를 보인다(p=0.005). 이외 6가지 근육에서는 통계적인 차이가 나타나지 않았다(Table 9).

달리기 이후 전체 근육에서 근 피로도가 증가한 경향을 보

였으며 통계적으로 유의한 차이를 보인 근육(VL: p=0.027, BF: p=0.009, GL: p=0.000, GM: p=0.013)에 한하여 표기하였다(Table 10).

Table 9. Muscle activation

	VL	GL
45	18.34±6.9	15.7±4.67
50	15.34±7.24	17.9±4.58
55	19.56±4.54[2*]	14.06±5.85[2**]
X	15.35±5.17[3*]	15.89±5.23

[2]: Type 50, [3]: Type 55
*: p<.05, **: p<.01

Table 10. Muscle frequency

	VL	BF	GL	GM
PRE	72.91 ±20.21	65.49 ±17.42	80.87 ±19.77	83.77 ±24.65
POST	81.74 ±23.22	75.61 ±19.95	96.26 ±17.94	92.96 ±21.44
p	0.027*	0.009**	0.000***	0.013*

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

4) 충격력과 충격 증가율

피로 후의 신발 별 충격력 차이에서는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한 충격 흡수력을 대표하는 하중 속도에 대한 결과에서 피로 후 Type 55와 Control C는 Type 45에 통계적으로 높은 수치를 나타낸다(Table 11, p=0.008, p=0.006).

Table 11. Impact Peak (IP) and Loading Rate (LR)

Mean ± SD	45	50	55	Control C
IP (N/BW)	8.03 ±1.02	7.95 ±1.51	7.94 ±0.99	8.43± 1.27
LR (N/BW/s)	185.43 ±38.31	211.97 ±50.02	227.63[1] ±42.3**	229.47[1] ±59.37**

[1]: Type 45, **: p<.01

5) 피로 착화감

피로 프로토콜 후 전족에 대한 쿠셔닝 점수는 Type 45, Control C, Type 50, Type 55 순으로 높았으며, 후족에 대한 쿠셔닝 점수는 Type 50, 45, 55, Control C의 순으로 높았지만 피로 프로토콜 후의 쿠셔닝 점수는 통계적으로는 유의하지 않았다(Table 12).

Table 12. Cushioning score

Mean ± SD (Score)	Front	Back
45	11±4.14	13±3.68
50	10.2±4.57	13.4±2.32
55	9.6±2.95	12.2±2.74
Control C	10.6±3.78	11.4±3.89

DISCUSSION

예비 실험은 기성 런닝화에 대한 운동형상학적인 변인의 차이가 발견될 수 있을 것으로 예상하였지만 소비자의 주관적인 선호도와 생체역학적 데이터를 비교하기에는 신발에 대한 많은 한계점을 나타냈다. 다른 경도, 탄성으로 제작된 런닝화를 제작하여 생체역학적 데이터의 차이점을 일부 발견하였다. Type 45는 동일한 탄성이지만 경도에 있어 낮은 시제품이었다. 일부 생체역학적 데이터에 있어 다소 긍정적인 결과와 일부 설문 결과와 유사한 결과를 보였다. 피험자들의 주관적인 설문을 살펴보면, Type 45의 경우 "발뒤꿈치의 쿠션이 편안해서 인상적이다", "뒤꿈치 외측이 높아서 서있을 때 과도한 엎침이 되는 느낌이다", "걸을 때 착화감은 좋았지만 뛸 때 조금 불편하였다", "처음 신었을 때 쿠션감이 꽤 좋았다"라고 하였다. 러닝화에 있어 과거에는 경도 40C대의 미드솔을 사용하는 예가 적었지만 최근 들어 내구성의 증대로 인하여 40C대의 미드솔을 사용하고 있다. 하지만 일부 사례에서 볼 수 있듯이 안정성에 있어서 다소 낮은 설문 결과를 보였다. 또한 설문 결과 이외에도 낮은 경도의 제품들은 신발의 내구성에 있어 문제점을 일으킬 수 있기에 내구성에 대한 의구심을 가질 수 있어 신발 제품에 대한 내구성에 대한 연구 또한 필요하며 향후 설문 결과와 생체역학적 변인들에 대한 상관성에 대한 추후 연구 역시 필요하다. Park, Gil, Ryu & Stefanyshyn (2019)의 연구에서는 미드솔 경도에 따라 운동역학적, 운동형상학적 차이가 발견되지는 않았지만 충격 부하율에 있어서는 유의한 차이가 있는 연구 결과를 보였다. 본 연구와 유사한 연구 결과를 확인할 수 있었다. 런닝화 연구에 있어 동일인 미드솔 스펙에서도 소비자의 런닝 라이딩(riding)을 매우 민감하게 반응하는 소비자들도 있으며 이는 브랜드마다 런닝 시 운동역학적인 측면 이외에 차이를 보이고 있다. 이러한 영역에 대한 융합적인 연구가

필요하다.

본 연구 결과는 크게 2단계의 실험을 거쳐 다양한 런닝화에 대한 테스트 및 동일한 설계의 재료 속성이 다른 제품에 대한 비교 테스트를 통하여 다양한 런닝화가 인체에 미칠 수 있는 요인들에 대하여 조사한 것으로 신발 브랜드들이 신발을 평가하는데 혹은 소비자에 따라 적절한 물성 스펙을 선택할 수 있는 가이드로 제공될 수 있다.

CONCLUSION

고탄성 미드솔이 생체역학적 변인에 있어 일부 차이점을 발견할 수 있지만 기능성 향상과 상해 예방을 해석하는 데는 어려움이 있다. 하지만 45C 경도의 미드솔과 고탄성 미드솔은 신발 착화와 생체역학적 변인에 있어 일부 긍정적인 결과를 보이는 것으로 조사되었다. 신발의 구성 요소는 매우 복잡하며 제작에 있어서도 많은 차이점이 있을 수 있으므로, 신발 연구에 있어 신발의 형태 및 물성 스펙을 고려한 연구가 필요하다.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the Ministry of Education of the Republic of Korea and the National Research Foundation of Korea (NRF-2018S1A5A8027929).

REFERENCES

Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S. & Ostojjc, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *24*(4), 327-340.

Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C. & Forrester, S. E. (2017). Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *49*(7), 1.

Hennig, E. M. (2017). Running shoe quality perception of runners can be predicted from biomechanical variables. *Footwear Science*, *9*(sup1), S5-S6.

Hoogkamer, W., Kipp, S., Frank, J. H., Farina, E. M., Luo, G. & Kram, R. (2017). A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes. *Sports Medicine*, 1-11.

Marcus, D. D., David, B.C., Graham, F., Jonathan, S. W. & David M. B. (2018). Effect of running retraining on biomechanical factors associated with lower limb injury. *Human Movement Science*, *58*, 21-31.

Nigg, B., Baltich, J., Hoerzer, S. & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter'. *British Journal Sports Medicine*, *49*(20), 1290-1294.

Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, *11*(1), 2-9.

Park, S. K., Gil, H., Ryu, S. & Stefanyshyn, D. (2019). The effect of running shoe midsole hardness on foot biomechanics. *Sports Science*, *38*(1), 73-83.

Sinclair, J., Mcgrath, R., Brook, O., Taylor, P. J. & Dillon, S. (2016). Influence of footwear designed to boost energy return on running economy in comparison to a conventional running shoe. *Journal of Sports Sciences*, *34*, Issue 11.

Stefanyshyn, D. J., Stergiou, P., Lun, V. M. Y., Meeuwisse, W. H. & Worobets, J. T. (2006). Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *The American Journal of Sports Medicine*, *34*(11), 1844-1851.

Willwacher, S., Katina, F., Irena, G., Joseph, H., Eric, R. & Gert-Peter, B. (2015). Free moment patterns, transversal plane joint loading and injury risk in running. *Footwear Science*, *7*, s1.

Willwacher, S., Irena, G., Katina, M. F. & Gert-Peter, B. (2016). The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*, *8*, 1-11.

Willwacher, S., Katina, M. F., Matt, B. T., Eric R., Joseph, H. & Peter, B. (2017). The impact of current footwear technology on free moment application in running. *Footwear Science*, *9*, s1.

Willwacher, S., Katina, M. F., Stephan, D., Erik, S., Matthieu, B. T., Eric, R. ... & Gert-Peter, B. (2018). Footwear effects on free moment application in running. *Footwear Science*, *10*, 57-68.

Worobets, J., Wannop, J. W., Tomaras, E. & Stefanyshyn, D. (2014). Softer and more resilient running shoe cushioning properties enhance running economy. *Footwear Science*, *6*, 147-153.