

미드솔의 반발탄성이 러닝화의 생체역학적 특성에 미치는 영향

유찬일¹ · 원용관² · 김정자^{3, 4}

¹ 전북대학교 대학원 헬스케어공학과 · ² 전남대학교 공과대학 전자컴퓨터공학부

³ 전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부 · ⁴ 고령친화 복지기기 연구센터

Effects for Running Shoes with Resilience of Midsole on Biomechanical Properties

Chan-Il Yoo¹ · Yonggwan Won² · Jung-Ja Kim^{3, 4}

¹Department of Healthcare Engineering, Graduate School of Chonbuk National University, Jeonju, Korea

²School of Electronics and Computer Engineering, Chonnam National University, Gwangju, Korea

³Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

⁴Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

Received 31 January 2015; Received in revised form 15 March 2015; Accepted 20 March 2015

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to evaluate the effect for running shoes with resilience of midsole on biomechanical properties.

Methods: 10 healthy males who had no history of injury in the lower extremity with an average age of 26.5 year(SD=1.84), height of 172.22 cm(SD=4.44) and weight of 67.51 kg(SD=6.17) participated in this study. All subjects ran on the treadmill wearing three different running shoes. Foot pressure data was collected using Pedar-X system(Novel GmbH, Germany) operating at 100 Hz. Surface EMG signals for biceps femoris, rectus femoris, vastus lateralis, medial lateralis, tibialis anterior, medial gastrocnemius, soleus and peroneus longus were acquired at 1000 Hz using Bignoli 8 System(Delsys Inc., USA). To normalize the difference of the magnitude of muscle contractions, it was expressed as a percentage relative to the maximum voluntary contraction (MVC). The impact resilience of the midsole data was collected using Fastcam SA5 system(Photron Inc., USA). Collected data was analyzed using One-way ANOVA in order to investigate the effects of each running shoes.

Results: TPU midsole was significantly wider in contact area than EVA, TPE midsole in midfoot and higher in EMG activity than EVA midsole at biceps femoris. TPE midsole was significantly wider in contact area than EVA midsole in rearfoot and higher in peak pressure than EVA midsole in forefoot. EVA midsole was significantly higher in EMG activity than TPU midsole at tibia anterior. In medial resilience of midsoles, TPE midsole was significantly higher than EVA, TPU midsole.

Conclusion: TPU midsole can reduce the load on the midfoot effectively and activate tibialis anterior, biceps femoris to give help to running.

Keywords: Midsole, Running Shoe, Foot Pressure, EMG, Gait

I. 서론

최근 현대인들의 물질적인 생활이 과거보다 풍요로워지고 삶의 질을 높이기 위한 욕구가 증가함에 따라 자연스럽게 건강

한 육체와 정신을 추구하는 웰빙(well-being)이나 힐링(healing) 현상이 사회와 문화 전반에 새로운 코드로 자리 잡고 있다. 특히 러닝의 경우 긴 코스를 달리는 전문 마라톤이 아닌 누구나 쉽고 즐겁게 참여할 수 있는 새로운 스포츠로 각광을 받고 있으며, 이를 즐기는 인구의 비율 또한 점점 증가하고 있는 추세이다(Dinato et al., 2015). 러닝 인구의 증가로 인해 러닝과 관련된 부상 또한 문제시 되고 있다. 전체 부상의 70-80%가 무릎 아래쪽 하지에서 일어나며 하퇴에서 전체 부상의 15%가 발생하고, 무릎에서 전체 부상의 25%가 발생하며 마지막으로 발과 관련된 부상이 전체 부상의 30%로 가장 많이

Corresponding Author : Jung-Ja Kim
Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, 664-14 Deokjin-dong 1, Deokjin-ku, Jeonju-si, Korea
Tel : +82-63-270-4102 / Fax : +82-63-270-2247
E-mail : jungjakim@jbnu.ac.kr
이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2013R1A2A2A04016782).

발생한다(Johnston, Taunton, Lloyd-Smith & Mckenzie, 2003).

러닝 시 부상이 가장 많이 발생하는 발은 신체의 전 표면 중에서 5%에 불과하지만 인간의 206개의 뼈 중 52개의 뼈가 밀집되어 있기 때문에 인간의 몸에서 가장 복잡한 근-골격 구조 중의 하나이며, 신체 하중의 95%를 지탱하고 서 있거나 보행하는 동안 매우 효율적인 방법으로 체중을 지지하고 몸을 움직이는 역할을 한다. 발은 하지와 유기적으로 결합하여 보행의 각각의 주기들마다 효과적으로 작용한다. 또한 인간에게 있어 가장 중요하고 기본적인 이동 수단이라고 할 수 있으며 체간의 이동에 필요한 진행 방향과 추진력을 제공한다(Park, Jung, Jeon, Won & Kim, 2012). 그러나 신체의 발과 지면 사이에는 이동하는 동안 수직 방향으로 반복적인 충격력이 발생하고 이는 발의 피로, 부상 및 만성 질환이 발생하는 원인으로 작용한다(Nigg, Hintzen & Ferber, 2006).

신발은 보행이나 러닝 시 지면으로부터 받는 충격력을 흡수하여 발의 피로를 줄여줌으로써 발에 생길 수 있는 부상이나 질환을 사전에 예방하고 발의 보조 역할을 하여 효율적인 이동과 자세 유지에 도움을 준다. 운동 역학 측면에서 보았을 때 신발 관련 연구는 보행, 러닝, 자세 제어 및 운동 성능 등 다양한 분야에서 이루어져 왔다. Park(2006)은 신발의 다양한 생체역학적 연구가 발 건강 및 관련 신발의 인체공학적 기반과 성능평가에 있어 중요하다고 하였다. Choi와 Kwon(2003)은 특수한 목적이나 기능성을 가진 신발에 대한 평가에 있어 운동학적, 운동역학적 분석이 필수적이라고 하였다. 또한, Mueller(1995)는 신발의 족저압력 평가는 신발의 착화감과 발의 피로에 관련된 변인으로 신발의 생체역학적 평가에 있어 중요한 요인이 된다고 하였으며, Cavanagh, Hewitt와 Perry(1992)는 족저압력 측정은 해당 신발의 정확한 정보를 제공하거나 신발 구조의 효율성을 평가하는데 여러 연구에서 사용되고 있다고 하였다. Nigg, Hintzen와 Ferber(2006)는 신발에 관련된 근전도 분석은 주로 신발 착용에 따른 근육 강화 및 운동 성능 평가 측면에서 연구되어왔다고 하였다.

신발은 발이 가지고 있는 고유의 충격 완화 또는 흡수 기전 이외에 발과 지면과의 충격력으로부터 보호하기 위한 목적으로 개발된 것이기 때문에 지면으로부터 받는 충격력을 흡수하여 발을 보호해야 하고 발의 부상예방에 가장 큰 역할을 수행해야 한다. 하지만 적절하게 지면과의 충격력을 흡수하지 못하면 발과 하지 분절에 손상을 입게 된다(Perry, 1992). 이동 시 발에 미치는 수직 방향의 최대 충격력은 체중의 2~3배에 이르며, 관절에 걸리는 토크는 서 있을 때보다 7~8배에 이른다(Johnston et al., 1985). 또한 최대 충격력은 인체 조직과 관절을 통하여 온 몸에 전달되며 관절, 건, 인대 등에 스트레스 또는 부하(load)로 작용한다. 이 부하가 일회성일 경

우에는 커다란 문제가 되지는 않지만 반복적으로 작용할 경우에는 인체에 커다란 부정적인 영향을 주게 된다. 따라서 기능성 신발의 설계에 있어 충격 흡수와 안정성 및 운동 조절 기능은 반드시 고려되어야 하며, 이와 관련된 기능성 신발의 개발이 활기를 띠고 있다.

기능성 신발에 대한 평가는 지면과의 최대 충격력을 분석하고 이를 토대로 신발의 미드솔(midsole) 경도 및 외부 구조를 개선하는 연구가 있었다. 또한 영상분석법을 이용하여 후족 제어(rear-foot control)기능을 연구하고 신발의 안정성을 증진시키는데 활용하는 분야 그리고 족저압력 측정에 따른 족저압력 평가 분야를 비롯하여 생체역학적 분석과 성능평가를 통해 기능성 신발에 대한 연구와 평가가 이루어지고 있다. 미드솔은 이동시 발생하는 충격력의 흡수와 안정성에 있어 가장 중요한 역할을 수행하는 부분이며, 미드솔의 경도가 너무 무르면 후족 제어 기능을 상실하게 되고, 반대로 경도가 너무 단단하면 착화감과 운동수행능력이 나빠진다(Park, Seo, Kim & Lafortune, 2002). 또한 미드솔은 1차적으로 아웃솔(outsole)을 거쳐 전달되는 지면으로부터의 충격력과 인솔(insole)을 통해 전해지는 신체의 부하를 최종적으로 적절히 분산 또는 상쇄시켜 발의 근육과 인대의 부담을 감소시키는 중요한 역할을 담당한다.

Nigg, Hintzen와 Ferber(2006)는 미드솔의 적절한 쿠셔닝의 신발은 발에서의 자연적인 충격흡수를 보조하여 지면과의 충격력의 2/3를 감소시키고 발의 부상 가능성을 감소시킨다고 하였다. Voloshin과 Wosk(1982)는 스포츠화의 미드솔에 충격흡수제를 삽입하여 요추통 증상이 있는 피험자의 78%가 통증을 완화하였다고 보고하였고, Knapik 등(2009)은 미드솔의 효과적인 쿠셔닝 소재는 발과 관련된 질병을 감소시킨다고 하였다.

미드솔에 대한 선행 연구들은 주로 충격 흡수성에 중점을 두고 발의 부상 가능성과 연관시켜 연구를 진행하였다. 그러나 최근 미드솔에 쓰이는 소재의 종류를 살펴보면 EVA(Ethyl Vinyl Acetate)와 TPU(Thermoplastic Polyurethane) 그리고 TPE(Thermoplastic Elastomer)와 같이 가볍고, 점탄성(viscoelastic)의 특성을 지니는 반발탄성의 소재를 제일 많이 사용한다. 러닝 시 지면으로부터 발생하는 충격력의 흡수는 물론이고 지면을 차고 나갈 때의 추진력을 극대화하기 위하여 이러한 반발탄성의 물성을 지닌 미드솔을 사용하고 있다. 이러한 소재들로 구성된 미드솔은 이동 시 충격 흡수성에 있어 에너지 소모를 최소화하며 추진력을 극대화한다는 이론에 근거하여 연구 및 개발되고 있다.

지금까지 주로 미드솔에 관한 선행 연구들은 충격 흡수성을 중점으로 한 연구가 주로 진행되었을 뿐, 미드솔을 반발탄성의 측면에서 살펴본 연구는 많이 미흡한 실정이다. 이에 본

연구에서는 충격 흡수성과 추진력을 극대화하기 위하여 미드솔에 쓰이는 점탄성의 EVA, TPU, TPE의 3가지 소재가 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때 나타나는 족저압력의 분포와 하지 근 활성화 및 각각의 러닝화 미드솔의 반발탄성을 평가하고 이를 생체역학적으로 비교 분석하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에서는 하지의 근골격계에 질병이나 부상을 입은 적이 없고 족부전문 의(podiatrist)의 족부 질환 진단을 통해 정상족이 아닌 평발(pes planus)이나 요족(pes cavus)을 제외하였으며, 보행에 있어 장애가 없고 감각 이상이 없는 20대의 남성 10명을 대상으로 실험을 진행하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 평균 연령 26.50 ± 1.84 year, 평균 신장 172.22 ± 4.44 cm, 평균 체중 67.51 ± 6.17 kg 이다. 연구에 참가한 모든 연구 대상자에게 실험 전 실험의 목적과 실험의 절차에 대해 충분히 설명하였으며, 실험 참가 동의서를 작성 후 실험을 진행하였다.

2. 실험 도구 및 절차

1) 반발탄성을 지니는 소재가 적용된 미드솔의 러닝화

본 연구에서 사용된 점탄성의 특성을 지니는 반발탄성의 소재가 적용된 미드솔의 러닝화는 총 3가지로써 <Figure 1>에 보이는 바와 같이 EVA(Ethyl Vinyl Acetate), TPU (Thermoplastic Polyurethane), TPE(Thermoplastic Elastomer) 소재의 미드솔을 적용한 러닝화이다. 신발의 외형과 아웃솔의 구조가 보행에 미치는 영향을 충분히 고려하여 신발의 미드솔 부분을 제외하 다른 부분이 최대 유사한 러닝화들을 선정하였다.

EVA 미드솔이 적용된 러닝화는 NIKE사의 LUNAR GLIDE+ 5모델로써, 미드솔의 경도는 58이다. 합성피혁과 플라이와이어 그리고 mesh 원단으로 구성된 갑피(upper)와 합성섬유로 구성된 안감, 친환경 고무(rubber) 재질의 인솔, 그리고 마모에 강한 합성고무로 만들어진 아웃솔과 EVA 미드솔 본체를 기본 구성으로 하여 이루어져 있다. EVA 미드솔은 일반적인 파일론(Phylon) 미드솔에 비해 더 가볍고 탄력성이 뛰어난 완충 성능을 지니기 때문에 발을 더 편안하게 해 줌과 동시에 러닝 시 뛰어난 반발력을 제공한다.

TPU 미드솔이 적용된 러닝화는 ADIDAS사의 ENERGY BOOST 모델로써, 미드솔의 경도는 54이다. 합성가죽과 mesh 원단으로 구성된 갑피와 직조로 구성되어 피팅감을 최대한 끌어올린 안

감, 최고의 착화감을 제공하는 천연고무 재질의 인솔, 그리고 특수배합의 합성고무로 만들어진 아웃솔과 TPU 미드솔 본체를 기본구성으로 하여 이루어져 있다. TPU 미드솔은 일반적인 파일론 미드솔에 비해 러닝 시 충격 흡수력은 물론, 훨씬 더 뛰어난 복원력과 반발력을 제공한다.

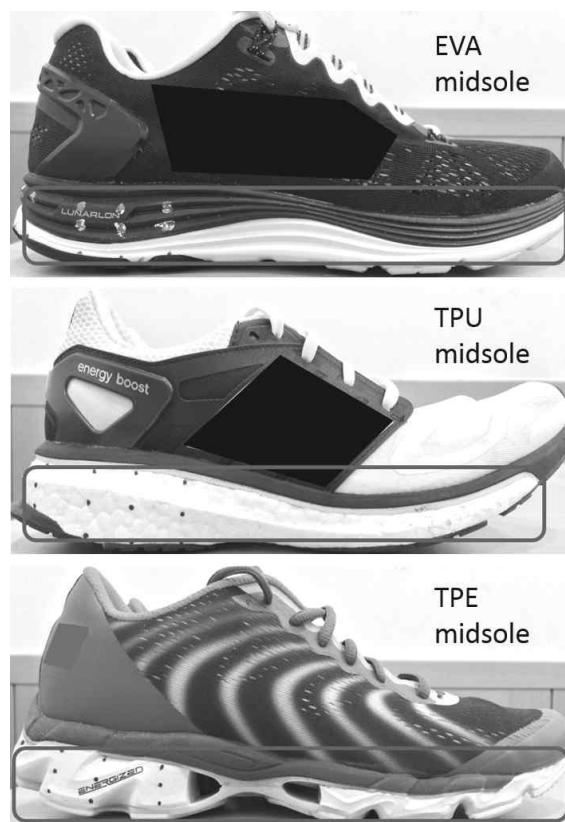


Figure 1. Three kinds of midsole (EVA, TPU, TPE midsole)

TPE 미드솔이 적용된 러닝화는 FILA사의 KINESIS INFINITY 모델로써, 미드솔의 경도는 44이다. 합성피혁과 mesh 원단으로 구성된 갑피와 합성섬유로 구성된 안감, 합성 고무 재질의 인솔, 그리고 지면과의 마찰에 강한 합성고무로 만들어진 아웃솔과 TPE 미드솔 본체를 기본구성으로 하여 이루어져 있다. TPE 미드솔은 러닝 시 일반적인 미드솔에 비해 천연 고무와 같은 느낌의 뛰어난 탄력성을 제공하고, 영구압축률이 낮아 미드솔이 러닝 시 압축되었을 때 원래의 모습으로 복귀하는 속도가 빠르다.

본 실험에 사용된 3가지 종류의 신발들의 사이즈는 270 mm로 동일하게 하여, 270 mm 사이즈에 해당하는 피험자를 선별한 후 실험을 진행하였다.

2) 실험 장비 및 실험 방법

본 연구는 미드솔의 반발탄성이 러닝화에 미치는 생체역학

적 특성을 평가하기 위해 <Figure 1>과 같이 소재가 각기 다른 3가지 종류의 러닝화를 신고 뛰었을 때 나타나는 족저압력의 분포와 하지 근 활성화 및 미드솔의 반발탄성을 측정하였다. 족저압력의 분포 데이터는 Pedar-X System(Novel GmbH, Germany)을 사용하여 수집하였다. 각 인솔은 99개의 정전 용량 센서로 구성되어 있으며, 초당 100 Hz의 샘플 속도로 센서에서 측정된 족저압력 데이터는 무선 블루투스 시스템 형식으로 전송되어 컴퓨터에 저장된다.

하지 근전도 데이터는 Bignoli 8 System(Delsys Inc., USA)를 사용하여 측정하였다. Perry (1992)는 보행에 있어 족관절의 배측굴곡(dorsiflexion)과 저측굴곡(plantarflexion)에 각각 전경골근과 비복근이 가장 많은 기여를 하고, 고관절의 신전과 슬관절의 굴곡은 각각 대퇴직근, 대퇴이두근이 가장 많이 쓰인다 하였다. 또한 슬관절의 안정과 균형성에서 내·외측광근이 중요하다 하였고, 지면을 차고 나갈 때의 추진력에 있어서는 가자미근과 장비골근이 가장 많은 관여를 한다고 하였다.

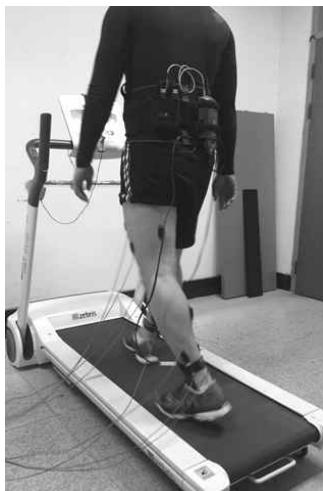


Figure 2. Plantar pressure and EMG measurement

이를 토대로 본 연구에서는 <Figure 2>와 같이 보행에 있어 가장 많은 기여를 하는 전경골근(tibialis anterior, TA), 내측비복근(medial gastrocnemius, MG), 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 내측광근(medial laterails, ML), 외측광근(vastus lateralis, VL), 가자미근(soleus, SL), 장비골근(peroneus longus, PL)에 DE-3.1 surface electrode(Delsys Inc., USA)를 부착하였다. 전극은 이중 차등(double differential) 전극으로 3개로 구성된 순은 막대가 10 mm 간격으로 나란히 배열되어 있으며, 양쪽 끝 두 개는 활성전극(active electrode), 가운데 하나는 기준 전극(reference electrode)으로 구성되어 있다.

실험에 참가한 모든 피험자들은 FDM-T 트레드밀(zebris Inc., USA)에서 3가지 종류의 러닝화를 무작위 순으로 착용하고 러닝을 실시하였다. 러닝 속도는 한국인의 평균 일반 보행 속도 0.66 m/step을 참고하여 약 6.5 km/h의 속도로 러닝을 실시하였으며(Ryu, Choi, Choi & Chung, 2006), 각각의 러닝화 마다 총 3회 반복 측정을 수행한 후 평균하였다. 실험 전 피험자에게 해당 러닝화를 착용시킨 후 실험 조건과 같은 속도로 5분간 제자리 뛰기를 하여 실험 시 최대한 자연스럽게 뛸 수 있도록 유도하였다. 실험 간 발생할 수 있는 피험자의 피로를 방지하기 위해, 1회 측정이 끝난 후 10분간의 휴식을 취하고 다시 실험을 진행하였다.

미드솔의 반발탄성은 초 당 5,000프레임(5,000 frames/sec)의 Full HD의 최대 해상도로 촬영이 가능한 초고속 카메라인 Fastcam SA5 System(Photron Inc., USA)을 사용하여 각각의 미드솔을 초고속 촬영 한 후 해당 미드솔의 내·외측 변형률을 측정하여 미드솔의 반발탄성을 관찰하였다. 메트로놈을 이용하여 러닝 속도 6.5 km/h에 피험자들의 속도를 동기화 하였으며, 메트로놈의 박자에 맞추어 보폭과 걸기 보수가 자연스러운 동작이 이루어질 때까지 충분한 연습을 실시한 후 본 실험을 진행하였다.

Table 1. Distribution of plantar pressure

		EVA midsole	TPU midsole	TPE midsole			EVA midsole	TPU midsole	TPE midsole
Maximum force (N)	FF	750.66±93.57	740.08±115.84	797.36±128.84	Contact area (cm)	FF	69.06±1.62	69.44±1.17	68.81±2.52
	MF	269.37±79.17	307.60±56.57	278.16±75.62		MF*	40.67±4.71 [⊘]	44.14±7.49 ^{⊘ †}	40.13±5.00 [‡]
	RF	453.43±118.88	426.00±85.82	484.30±88.88		RF*	37.40±2.75 [‡]	38.38±1.84	38.80±1.52 [‡]
Peak pressure (kPa)	FF*	277.96±69.18 [‡]	287.67±75.99	370.63±171.46 [‡]	Mean pressure (kPa)	FF	106.46±13.27	104.96±16.42	113.08±18.27
	MF	118.89±33.39	128.67±24.87	142.79±58.77		MF	61.03±17.93	69.69±12.81	62.98±17.06
	RF	191.76±47.32	287.67±33.41	325.33±107.92		RF	111.22±29.15	104.49±21.05	118.79±21.79

⊘M±S, [‡] significant difference between EVA midsole and TPE midsole, [‡] significant difference between TPU midsole and TPE midsole, [⊘] significant difference between EVA midsole and TPU midsole at p<.05

3. 자료 분석

각각의 실험 조건에 따라 측정된 족저압력 분포의 분석을 위해 Pedar-X Insole Software(Novel, Gmbh, Germany)를 사용하여 전족부(FF), 중족부(MF), 후족부(RF)의 세 부분으로 나누어 영역(mask)을 생성하였으며 <Figure 3>, 최대 힘(maximum force), 최대 압력(peak pressure), 평균 압력(mean pressure), 접촉 면적(contact area)을 비교하였다.

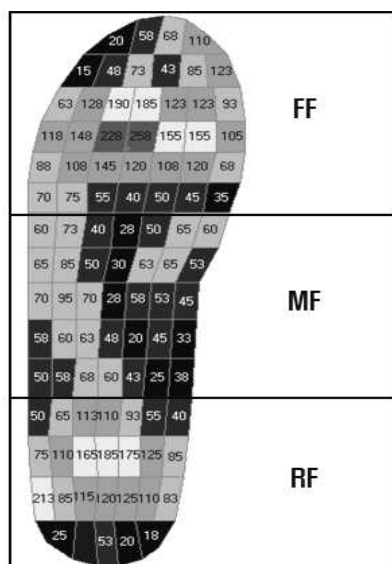


Figure 3. Plantar pressure measurement mask

측정된 근전도 신호는 EMGwork 3.5 signal acquisition software(Delsys Inc., USA)를 통해 분석되었고, LabVIEW (National

Instrument Corp., Texas, USA)를 통해 처리되었다. 수집된 데이터는 20-450 Hz의 sixth order Butterworth bandpass filter를 거쳐 정류되었으며, 60 Hz의 notch-filter를 통해 전원 에 따른 노이즈를 제거하였다. Linear envelope을 생성하기 위해, 데이터를 6 Hz cut-off frequency를 지나는 sixth order Butterworth low-pass filter를 사용하여 필터링하였다. 또한 모든 피험자의 각 근육에 대한 근전도 데이터는 입각 단계의 0%에서 100% 동안의 평균 신호로 표준화(normalization) 되었으며, 근수축의 진폭의 차이를 표준화 하기 위해서 MVC(maximum voluntary contraction)에 대한 백분율로 나타내었다.

측정된 미드솔 내·외측의 반발탄성은 <Figure 4>에 보이는 바와 같이 Photron Fastcam Analysis(Photron Inc., USA)를 통해 분석되었다. EVA, TPU, TPE 미드솔의 내·외측에 일정한 간격의 점을 표시한 후, 초기접지기 시 뒷꿈치만 닿았을 때의 맨 윗점과 맨 아랫점 사이의 간격과 부하반응기 시 발이 지면에 완전히 닿았을 때의 두 점 사이의 간격을 초고속카메라의 화상(pixel)의 차이를 통하여 계산하였다. 이에 따른 서로 다른 3가지의 EVA, TPU, TPE 미드솔의 변형의 정도를 <Table 3>에 제시하였다.

4. 통계 처리

각각의 미드솔 소재에 따른 족저압력의 분포와 근전도, 반발탄성의 차이를 알아보기 위해 통계 프로그램 IBM SPSS Statistics 22(Chicago, IL)을 사용하였다. 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 실시하여 유의 수준 $p < .05$ 에서 통계적 유의성을 검증하였다.

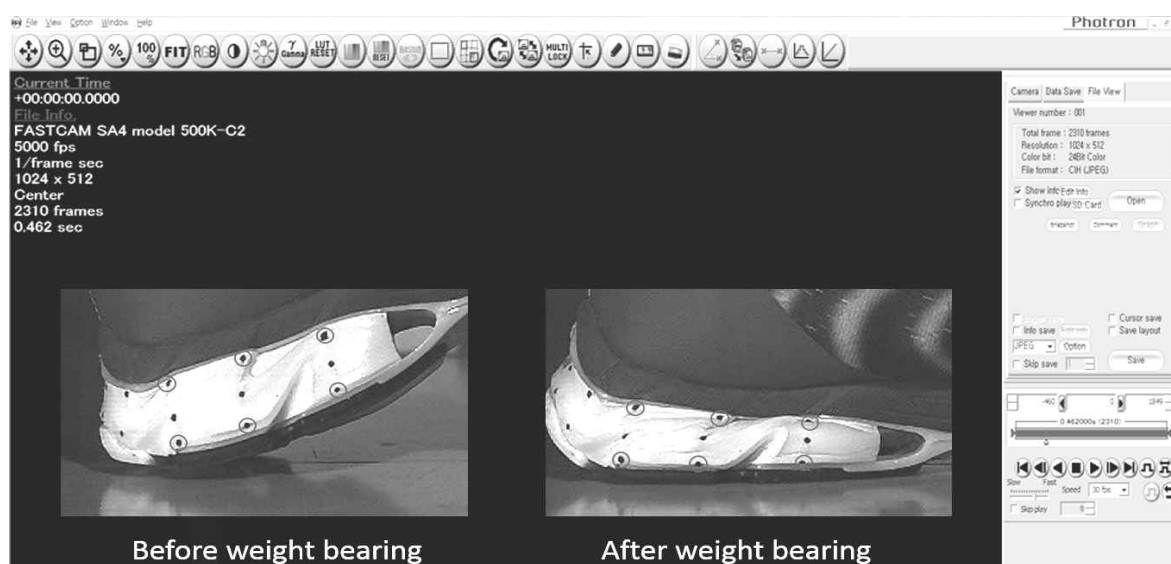


Figure 4. Photron Fastcam Analysis

III. 결 과

1. 족저압력 분포(Distribution of plantar pressure)

미드솔에 EVA, TPU, TPE 소재가 각각 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때 측정된 전족부(FF), 중족부(MF), 후족부(RF)에서의 최대 힘, 최대 압력, 평균 압력, 접촉 면적의 결과는 위의 <Table 1>과 같다.

최대 힘과 평균 압력에 대한 결과를 살펴보면 분석된 모든 발의 영역에서 EVA, TPU, TPE 미드솔 소재에 따른 최대 힘과 평균 압력에 대한 통계적 유의성이 없었다.

접촉 면적에서의 결과를 살펴보면 MF에서는 TPU 미드솔이 44.14±7.49 cm², EVA 미드솔이 40.67±4.71 cm², TPE 미드솔이 40.13±5.00 cm²로 나타났으며, TPU 미드솔의 접촉 면적이 EVA 미드솔과 TPE 미드솔에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다는 것을 알 수 있다. RF에서는 TPE 미드솔이 38.80±1.52 cm²로 각각 37.40±2.75 cm², 38.38±1.84 cm²의 접촉 면적을 보인 EVA 미드솔과 TPU 미드솔에 비해 가장 높게 나타났지만, 통계적 유의성은 TPE 미드솔과 EVA 미드솔 사이에서만 확인할 수 있었다.

반면 FF에서의 접촉 면적 차이는 MF에서 측정된 결과와 유사하였지만 EVA, TPU, TPE 미드솔 간의 통계적 유의성은 발견할 수 없었다. 최대 압력의 분포는 FF에서 TPE 미드솔이 370.63 ± 171.46 kPa, TPU 미드솔이 287.67 ± 75.99 kPa, EVA 미드솔이 277.96 ± 69.18 kPa로 TPE 미드솔에서의 최대 압력 분포가 다른 두 미드솔에 비해 높게 나타났지만, 통계적 유의성은 TPE 미드솔과 EVA 미드솔에서만 발견할 수 있었다. MF와 RF에서의 최대 압력 분포 또한 TPE 미드솔에서 가장 높았지만 통계적 유의성은 나타나지 않았다.

2. 근전도(EMG : Electromyography)

서로 다른 3가지의 미드솔이 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때 측정된 근 활성화도 결과는 아래의 <Table 2>와 같다.

실험 조건에 따른 근 활성화도 결과를 살펴보면. BF에서는 TPU 미드솔이 5.56±0.80 %, EVA 미드솔이 3.85±0.87 %로 TPU 미드솔이 적용된 러닝화에서의 근 활성화도가 EVA 미드솔이 적용된 러닝화에 비해 통계적으로 유의하게 증가한 반면에 TA에서는 TPU 미드솔은 10.95±1.43 %, EVA 미드솔이 28.81±6.79 %로 TPU 미드솔이 적용된 러닝화에서의 근 활성화도가 유의하게 감소하는 것을 확인할 수 있었다. BF와 TA를 제외한 VL, RF, ML, SL, PL, MG에서는 결과 각각의 미드솔 소재에 따른 근 활성화도 차이가 통계적으로 유의하지 않았다.

Table 2. Result of EMG measurement

(unit: %MVC)

	EVA midsole	TPU midsole	TPE midsole
Vastus Lateralis	8.35±2.88	8.69±2.59	9.85±2.39
Rectus Femoris	1.62±0.69	1.57±0.15	0.93±0.11
Medial Laterails	13.34±13.34	12.37±12.37	15.50±15.50
Biceps Femoris	3.85±0.87 [†]	5.56±0.80 [†]	5.05±0.88
Tibialis Anterior	28.81±6.79 [†]	10.95±1.43 [†]	25.94±5.46
Soleus	19.04±11.84	25.58±9.51	25.57±7.99
Peroneus Longus	21.12±6.79	17.40±4.55	18.94±5.00
Medial Gastrocnemius	28.90±10.09	33.74±8.26	29.29±10.65

[∞]M±SD, [†] significant difference between EVA midsole and TPU midsole at p<.05

3. 미드솔의 반발탄성(Resilience of midsole)

점탄성의 특성을 지니는 서로 다른 3가지 종류(EVA, TPU, TPE)의 소재를 사용한 미드솔이 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때, 미드솔 내·외측에서의 변형을 초고속 카메라로 촬영하여 <Figure 5>, <Figure 6>에 보이고 있다. 측정된 미드솔 내·외측에서의 변형의 정도는 아래의 <Table 3>와 같다.

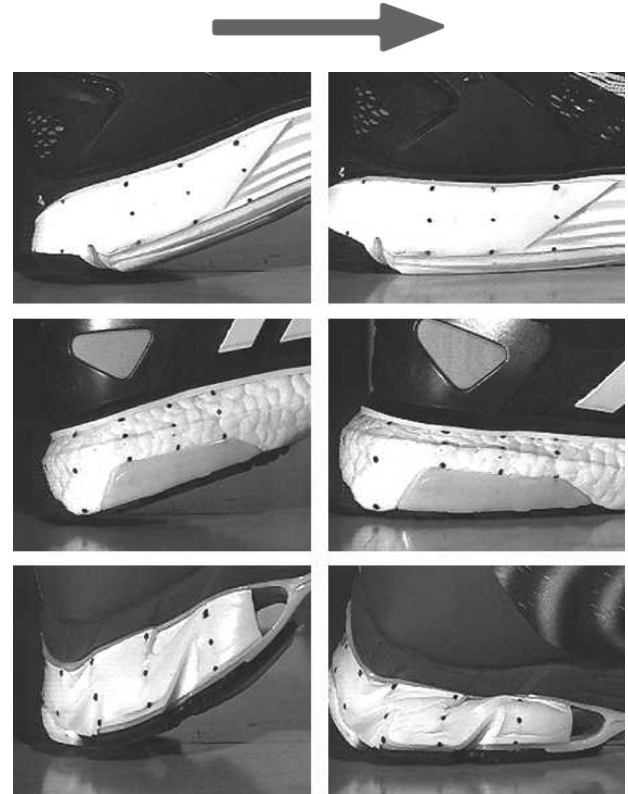


Figure 5. Variation of medial midsole

Table 3. Variation of midsole

	EVA midsole	TPU midsole	TPE midsole
Medial	0.20±0.07 mm [†]	1.54±0.87 mm [‡]	4.53±1.38 mm ^{†‡}
Lateral	2.53±1.06 mm	2.98±0.55 mm	3.79±0.73 mm

○M±SD, [†] significant difference between EVA midsole and TPE midsole, [‡] significant difference between TPU midsole and TPE midsole at $p < .05$



Figure 6. Variation of lateral midsole

각각의 EVA, TPU, TPE 미드솔에서 체중이 완전히 실리기 전과 체중이 모두 실린 후에서의 내·외측 변형의 정도를 측정된 결과를 살펴보았다. 미드솔의 외측 변형에서는 EVA, TPU, TPE 미드솔들의 소재에 따른 미드솔 변형 정도의 차이가 통계적으로 유의하지 않았다. 하지만 미드솔의 내측 변형에서는 EVA 미드솔이 0.20±0.07 mm, TPU 미드솔이 1.54±0.87 mm, TPE 미드솔이 4.53±1.38 mm로 변형이 발생하였으며, TPE 미드솔의 변형이 EVA 미드솔과 TPU 미드솔에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다.

IV. 논 의

본 연구에서는 서로 다른 점탄성의 특성을 지닌 EVA,

TPU, TPE와 같은 반발탄성의 소재가 미드솔에 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때 나타나는 족저압력과 근 활성도의 차이를 비교 분석하였다.

접촉 면적의 경우 서로 다른 3가지의 미드솔 모두 FF에서는 서로 큰 차이를 보이지 않았으나, MF의 접촉 면적에서는 TPU 미드솔이 EVA와 TPE 미드솔에 비해 통계적으로 유의하게 증가한 것으로 나타났다. Lee, Lee 와 Kim (2010)은 이동 시 발생하는 발의 회내(pronation)로 인해 발의 내측에서의 부하가 증가할 수 있다고 하였으며, Knapik 등(2009)은 신발 내부의 내측 아치를 상승시켜 이동 시 발의 아치가 안쪽으로 무너지는 현상을 막아주고 충격을 흡수할 수 있다고 하였다. 본 연구에서 실험 결과를 통해 TPU 미드솔이 적용된 러닝화가 EVA, TPE 미드솔이 적용된 러닝화에 비해 중족 부분에서의 접촉 면적을 증가시키고 신발 내부 압력을 분산시킴으로 러닝 시 발에 가해지는 충격을 효율적으로 흡수시킬 수 있을 것이라 사료된다. RF의 접촉 면적에서는 TPE 미드솔이 EVA 미드솔에 비해 유의하게 더 넓게 나타났다. Nigg와 Anton (1995)은 신발 내 후족부의 넓은 접촉 면적과 적절한 쿠셔닝은 발에서의 자연적인 충격 흡수를 보조하여 지면과의 충격력의 2/3를 감소시키고, 발의 부상 가능성을 감소시킨다 하였다. 이를 통해 TPE 미드솔이 적용된 러닝화를 신고 뛰었을 때 미드솔의 영향으로 인해 지면에 닿는 발의 뒤꿈치의 면적이 증가하면서 발에 가해지는 높은 충격력을 효과적으로 완화시키고, 발을 딛을 때의 부상 가능성을 감소시킬 수 있다고 판단된다.

최대 압력의 결과를 살펴보면, FF에서 TPE 미드솔이 EVA 미드솔보다 통계적으로 유의하게 더 큰 값을 나타냈다. 이는 TPE 미드솔이 적용된 러닝화가 EVA 미드솔이 적용된 러닝화보다 전족부의 면적이 좁을 뿐만 아니라 아웃솔의 구조 또한 EVA 미드솔이 적용된 러닝화는 후족부, 중족부, 전족부가 하나로 이어진 아웃솔의 구조인 반면에 TPE 미드솔이 적용된 러닝화는 하나로 이어지지 않고, 중족부에서 끊어지는 구조로 되어 있다. 그러므로 후족부에서 받았던 압력의 전달이 중족부를 거치지 못한 채, 전족부에 고스란히 전달되기 때문에 과도한 압력이 집중 될 수 밖에 없는 구조라 판단된다.

Hayafune, Hayafune와 Jacob(1999)는 후족이 지면에 닿게 되는 초기입각기와 전족이 지면에 닿게 되는 말기입각기에 높은 압력이 발생 시 발의 부상 위험이 크다고 하였으며, Morag와 Cavanagh(1999)는 이러한 높은 압력은 발가락의 구속압을 증가시켜 발의 변형과 부상을 유발 할 수 있다고 하였다. 선행 연구들의 결과와 마찬가지로 장시간 TPE 미드솔이 적용된 러닝화를 신을 경우에는 높은 압력이 가해지는 전족부의 부상 위험을 주의해야 한다고 사료된다.

현재까지 미드솔의 관한 기능성 신발에 관한 연구에서 이

동 시 나타나는 하지 근 활성도에 대한 연구는 많이 부족한 실정이다. 기존의 연구를 살펴보면, Nigg 등(2006)은 기능성 신발을 신고 이동 시 하지 근 활성도가 증가한다고 하였지만, Sacco 등(2012)은 기능성 신발을 신고 이동 할 때 오히려 하지 근 활성도가 감소한다고 하였다. 본 연구에서의 근 활성도에 대한 결과에서는 대퇴이두근과 전경골근에서 EVA 미드솔, TPU 미드솔 간의 통계적인 유의성을 발견할 수 있었다.

대퇴이두근에서는 TPU 미드솔이 EVA 미드솔과 비교하여 근 활성도가 유의하게 높았다. 또한 전경골근에서는 반대로 EVA 미드솔이 TPU 미드솔의 근 활성도 보다 유의하게 높음을 확인 할 수 있었다. 슬관절 굴곡근의 역할을 하는 대퇴이두근과 족관절 배측굴곡근의 역할을 하는 전경골근 모두 초기 접지기 때 근 활성이 활발히 일어난다. 그러므로, EVA와 TPU 미드솔 모두 초기접지기 시 각각 전경골근과 대퇴이두근을 활성화시키기 때문에 러닝 시 많은 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

내측 미드솔의 변형에서 TPE 미드솔의 변형의 정도가 EVA 미드솔과 TPE 미드솔에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다. 이를 통해, 미드솔의 내측 부분에서 TPE 미드솔의 반발탄성이 EVA, TPU 미드솔의 반발탄성보다 더 크다고 사료된다. 이와 관련하여 TPE 미드솔은 후족부의 접촉 면적에서 EVA 미드솔보다 넓은 접촉 면적을 보였는데, 미드솔의 내측 부분의 변형이 EVA 미드솔보다 더 많이 발생하기 때문에 발과 신발 내부의 접촉 면적이 더 넓어지는 것이라고 사료된다. 또한 최대 압력에서 EVA 미드솔보다 더 큰 반발탄성으로 인하여 초기접지기 시 발생한 반발탄성력이 말기입각기 때 전족부로 집중되어 EVA 미드솔의 전족부보다 더 많은 압력이 가해진 것이라고 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 점탄성의 특성을 지니는 EVA, TPU, TPE와 같은 반발탄성의 소재가 미드솔에 적용된 러닝화를 착용 후, 러닝 시 나타나는 족저압력 분포와 하지 근 활성도 및 미드솔의 반발탄성을 측정하고 이를 생체역학적으로 분석하여 각각의 미드솔을 평가하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

족저압력 분포는 접촉 면적과 최대 압력의 일부분에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었을 뿐, 최대 힘과 평균 압력에서는 통계적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았다. 접촉 면적의 경우 FF에서는 유의성이 없었지만, MF의 접촉 면적에서는 TPU 미드솔이 EVA, TPE 미드솔에 비해 통계적으로 가장 넓은 것으로 나타났다. 이로 인해, TPU 미드솔이 EVA와 TPE

미드솔 보다 MF에서의 발의 부하를 효과적으로 감소시킬 것이라 사료된다. RF의 접촉 면적에서는 TPE 미드솔이 EVA 미드솔에 비해 유의하게 더 넓게 나타났다. 이를 통해 TPE 미드솔이 적용된 러닝화를 신고 땀 때, EVA 미드솔이 적용된 러닝화를 신고 땀 때보다 초기접지기에서 충격력을 효과적으로 완화시키고, 발을 딛을 때의 부상 가능성을 감소시킬 수 있다고 판단된다. 최대 압력의 결과를 살펴보면, FF에서 TPE 미드솔이 EVA 미드솔보다 통계적으로 유의하게 더 큰 값을 나타냈다. 이는 TPE 미드솔이 적용된 러닝화의 구조의 문제로, 장시간 러닝화를 신을 경우에는 높은 압력이 가해지는 전족부의 부상 위험을 주의해야 한다고 판단된다.

근 활성도 결과에서는 대퇴이두근에서 TPU 미드솔이 EVA 미드솔과 비교하여 근 활성도가 유의하게 높았다. 전경골근에서는 EVA 미드솔이 TPU 미드솔의 근 활성도 보다 유의하게 높음을 확인할 수 있었다. EVA와 TPU 미드솔 모두 초기접지기 시 각각 전경골근과 대퇴이두근을 활성화시키기 때문에 러닝 시 많은 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

TPE 미드솔은 내측 미드솔의 변형에서 EVA 미드솔과 TPU 미드솔에 비해 변형의 정도가 유의하게 증가하였다. 이를 통해, 미드솔의 내측 부분에서 TPE 미드솔의 반발탄성이 더 크다고 판단된다. 이로 인해, TPE 미드솔의 후족부의 접촉 면적이 EVA 미드솔보다 더 넓다고 판단되며, 전족부의 최대 압력 또한 EVA 미드솔보다 더 높다고 판단된다.

본 연구는 반발탄성의 소재가 적용된 미드솔의 러닝화 착용에 따른 생체역학적 러닝 특성을 평가하기 위한 것으로 족저압력 분포와 근 활성도 분석 및 미드솔 반발탄성 평가를 하였다. 추후 연구에서는 운동학적인 분석과 장시간 착용 시 착용 시간 별로 시간 변화에 따른 근 피로도 분석에 관한 연구를 계획 중이다.

참고문헌

- Cavanagh, P. R., Andrew, G. C., Kram, R., Rogers, M. M., Sanderson, D. J. and Hennig, E. M. (1985). An Approach to biomechanical profiling of elite distance runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1(1), 36-62.
- Cavanagh, P. R., Hewitt F. G. & Perry J. E. (1992). In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The Foot*, 2, 185-194.
- Choi, K. J., & Kwon, H. J. (2003). Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 13(2), 161-173.
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L., Onodera, A.

- N., & Sacco, I. C. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 93-97.
- Hayafune, H., Hayafune, Y., & Jacob, H. A. C. (1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot*, 9(2), 88-92.
- Johnston, C. A. M., Taunton, J. E., Lloyd-Smith, D. R., & McKenzie, D. C. (2003). Preventing running injuries. Practical approach for family doctors. *Can Fam Physician*, 49, 1101-1109.
- Knapik, J. J., Swedler, D. I., Grier, T. L., Hauret, K. G., Bullock, S. H., Williams, K. W., Darakjy, S. S., Lester, M. E., Tobler, S. K., & Jones, B. H. (2009). Injury Reduction Effectiveness of Selecting Running Shoes Based on Plantar Shape. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(3), 685-697.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 359-370.
- Mueller M. J. (1995). Use of an In-shoe pressure measurement system in the management of patients with neuropathic ulcers or metatarsalgia. *Journal Sports & Physical Therapy*, 21(6), 328-336.
- Nigg, B. M., & Anton, M. (1995). Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. *Med Sci Sports Exerc*, 27(1), 92-97.
- Nigg, B. M., Hintzen, S., & Ferber, R. (2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88.
- Park, I. S., Jung, J. Y., Jeon, K. H., Won, Y. G., & Kim, J. J. (2012). Effects of Forefoot Rocker Shoes with Metatarsal Bar on Lower Extremity Muscle Activity and Plantar Pressure Distribution. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(1), 113-121.
- Park, S. B., Seo, K. W., Kim, Y. J., & Lafortune, M. A. (2002). A Study for impact absorption function of midsole in Cushioned Marathon Shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 12(1), 89-114.
- Park, S. B. (2006). A Biomechanical Footwear Research & Analysis in Korea and Past, Present and Future in International Research Trend. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 77-82.
- Ryu, T., Choi, H. S., Choi, H., & Chung, M. K. (2006). A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *Industrial Ergonomics*, 36, 1023-1030.
- Voloshin, A. S., & Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), 21-27.