

# 달리기 중 신발 중저의 경도가 인체를 따라 흡수되는 충격에 미치는 영향

이용구, 김윤혁

경희대학교 공과대학, 기계공학과

## Influence of the Midsole Hardness on Shock Absorption along the Human Body during Running

Yongku Lee, Yoon Hyuk Kim

Department of Mechanical Engineering, College of Engineering, Kyung Hee University

(Received July 15, 2009. Accepted January 25, 2010)

### Abstract

During running, the human body experiences repeated impact force between the foot and the ground. The impact force is highly associated with injury of the lower extremity, comfort and running performance. Therefore, shoemakers have developed shoes with various midsole properties to prevent the injury of lower extremity, improve the comfort and enhance the running performance. The purpose of this study is to investigate influence of midsole hardness on shock absorption along the human body during running. Thirty two expert runners consented to participate in the study and ran at a constant speed with three different pairs of shoes with soft, medium and hard midsole respectively. Using accelerometers we measured the shock absorption from shoe heel to cervical vertebral column. In conclusion, at the shoe heel, shock was the greatest with the hard midsole. However because most shock was absorbed between shoe heel and the knee, notable influence of midsole was not detected upper knee. At shoe heel, regardless of midsole hardness, the shock of younger female was the greatest. The authors expect to apply this result for providing a guideline for utilizing proper midsole hardness for manufacturing age and gender-specific shoe.

**Key words :** Midsole hardness, Running, Shock absorption, Acceleration, Age effect, Gender effect

### 1. 서론

세계적인 달리기 전문잡지인 러너스월드(www.runnersworld.com)의 조사에 따르면 당시 조사한 대상의 남성 주자의 75%와 여성 주자의 80%가 최소한 일시적으로 달리기를 중단해야 할 정도로 심한 부상을 한 번 이상 경험했고 그들 중 절반 이상이 전문적인 치료를 받았다고 한다. 잘못된 달리기 방법이나 과도한 달리기(overuse) 그리고 부적절한 바닥, 신발 등의 외부 요인으로 인하여 하지(lower extremity)에 부상이나 만성적인 질환이 발생할 수 있음이 보고되었다[1]. 특히 무릎은 과도한 달리기로 인한 부상이 가장 빈번하게 발생하는 부위로 전체 달리기 부상의 절반

가량을 차지한다고 알려져 있다[2]. 달리기 부상에 관련한 임상 연구[3]에 따르면 대부분의 무릎 부상은 PFPS(patella femoral pain syndrome)이고, 이어서 장경인대 마찰증후군(iliotibial band friction syndrome), 연골관 손상(meniscal injury)과 무릎골 건염(patellar tendinitis)이 많은 빈도를 차지했다. 한편 발, 발목 그리고 다리에서 발생하는 족저 근막염(plantar fasciitis), 아킬레스 근막염(Achilles fasciitis), 내측 경골 스트레스 증후군(medial tibial stress syndrome)이 나머지 부상의 40%를 차지하였다.

달리기 중 인체의 발과 바닥 사이에서는 반복적인 충격력(impact force)이 발생하게 된다[4]. 충격력이 척추[5]나 경골[6]에 미치는 연구가 보고 되었으며 부상 및 만성질환과 관련이 있다고 알려져 왔다[7,8]. 이러한 충격은 인체의 골격, 관절의 활액(synovial fluid), 연골(cartilage), 연부조직(soft tissue) 그리고 관절의 운동과 근육의 활동과 같은 구조적, 기능적 과정으로 흡수된다고 알려져 있다 [9,10]. 특히, 편심(eccentric) 근육 활동의 능동적인 작용이 충격 흡수에 주요한 역할을 한다[11]. 하지만 구체적으로 인체의 어느

**Corresponding Author :** 김윤혁  
(446-701) 경기도 용인시 기흥구 서천동 1번지 경희대학교 공과대학  
Tel : +82-31-201-2028 / Fax : +82-31-202-8106  
E-mail : yoonhkim@khu.ac.kr  
본 연구의 실험은 University of Calgary (Alberta, Canada)의 Human Performance Lab.에서 Dr. Benno M. Nigg의 도움을 받아 수행되었고 테스트 신발은 Decathlon Co. (Villeneuve, France)에서 제공하였음  
위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의해 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었음

부분에서 가장 많은 충격이 흡수 되는지에 관한 연구는 아직까지 보고된 바가 없다. 이때 운동 표면(sports surface) 또는 신발 중저(midsole)의 경도(hardness)를 조절하여 달리기 중에 발생하는 충격이 인체에 미치는 영향을 어느 정도 조절할 수 있다고 알려져 있다[12]. 운동 표면 변화에 따른 인체의 영향에 관련해서는 각종 운동 중에 다양한 운동 표면(아스팔트, 고무, 잔디, 모래)에서의 충격력의 변화를 분석하는 사례[13-16] 들이 보고되었다. 충격의 전달을 측정하는 정량적이고 신뢰성 있는 방법으로 피부에 부착한 가속도계로 가속도의 변화를 측정하는 방법이 많이 사용되고 있다[17-21]. 한편, 신발 중저의 경도 변화에 따른 인체의 영향에 관한 연구로는 중저의 경도와 걷기 중 멈춤 시 안정성의 상관관계에 대한 연구[22], 컴퓨터 모델을 이용한 예측 연구[23] 및 다양한 실험 연구[24-33]가 보고되었다. 이외에 신발의 내부 형상 변화 따른 인체 관절의 영향에 관한 연구도 보고 된 바 있다[34]. 위와 같은 많은 연구에도 불구하고 결과에 대한 이견이 다양하고 연령과 성별에 따라 달라질 수 있는 충격 전달의 영향에 관한 분석은 아직까지 보고 된 바가 없다.

본 연구의 목표는 가속도의 변화를 이용하여 다양한 정도의 신발을 신고 달리는 중 발생하는 충격이 몸을 따라 전달되는 양상을 연령과 성별에 따라 정량화 하고자 하는 것이다. 이를 위하여 청년층, 노년층, 남녀 피험자가 연질, 중질, 경질의 중저를 가진 신발을 각각 착용하고 달릴 때에 신발 뒤 굽에서 경추까지 전달되는 충격을 계측하였다. 등속 달리기 중인 피험자의 한 디딤에서 발생하는 충격의 전달을 인체 각 부위에 미리 부착된 가속도계의 최대값들의 순차적인 변화를 이용하여 분석하였다. 본 실험을 통하여 달리기 중 충격의 흡수가 가장 많이 발생하는 신체 부분과 그 양상이 연령과 성별에 따라 어떻게 달라지는지 살펴보았다.

## II. 방법

### A. 연구대상

본 연구의 피험자로는 10km 이상의 장거리 달리기 대회의 개인 기록을 보유한 달리기 숙련자이면서 실험 당시 달리기에 영향을 줄 수 있는 물리적 병변이 없는 20~29세의 청년층 남녀 각각 8명과 60~67세의 노년층 남녀 8명, 총 32명을 대상으로 하였다. 피험자의 신체적 특성은 (표 1)과 같다.

표 1. 피험자의 신체적 정보

Table 1. Physical information of subjects

	Gender	Age	Height[cm]	Weight[kg]
Younger	Male	22.1±1.4	177.8±4.6	70.1±6.2
	Female	24.8±3.6	164.5±5.0	58.9±2.2
Older	Male	63.1±2.6	173.5±4.8	74.6±7.4
	Female	62.5±3.3	158.8±5.9	55.5±6.6

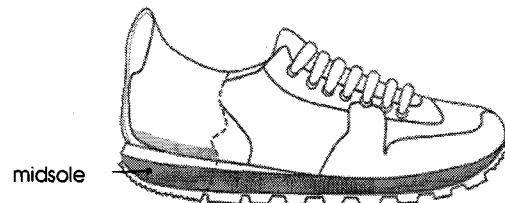


그림 1. 신발의 구조: 중저의 형상과 위치

Fig. 1. Structure of a shoe: shape and location of midsole

### B. 실험방법

본 연구의 달리기 실험에서 각 피험자들은 신발의 중저의 경도가 연질(ASKER C 40), 중질(ASKER C 52), 경질(ASKER C 65)의 서로 다른 세 가지 중저 타입의 운동화(prototype, Decathlon Co., Villeneuve, France)를 착용하도록 하였다. 신발에서 중저의 형상과 위치는 그림 1에서 나타난 것과 같다. 해당 중저의 경도는 연질, 중질, 경질의 순으로 각각 320g, 416g, 520g의 질량(ASKER C 0일 때 55g, 100일 때 855g)의 힘으로 누를 때 지름 5.08mm 반구 압자가 측정면 방향으로 ASKER 경도계의 기준 깊이만큼 들어간 정도임을 의미한다. 충격의 전달을 측정하기 위하여 실험 수행 전 피험자의 신발 뒤 굽(shoe heel), 경골조면(tibial tuberosity), 대퇴골 상부돌기(greater trochanter), 요추(lumber vertebral column), 경추(cervical vertebral column)에 총 다섯 부위에 가속도계를 (그림 2)과 같이 부착하였다. 신발과 바닥과 충들에 의한 충격이 원위(distal)에서 근위(proximal) 방향으로 전달되므로 해당 충격의 전달과 흡수를 관찰하기 위하여 가속도계를 하체와 상체에 모두 부착을 하였다. 연질조직(soft tissue)의 진동의 영향을 적게 하기 위하여 피부가 얇아 뼈에 가까운 부분을 위와 같이 선정하였다. 신발 뒤 굽에는 상대적으로 큰 가속도가 예상되므로 측정 범위가 ±120G 인 가속도계(AD22282, Analog Devices Inc., Norwood, USA)를 사용하였으며 나머지 부위에는 정밀한 측정 범위가 ±35G인 가속도계(ADX178, Analog Devices Inc., Norwood, USA)를 사용하였다. 원위에서 근위로의 길이(longitude) 방향 충격 크기의 변화만을 고려하기 위하여 단축(uni-axial) 가속도계를 사용하였다. 가속도 값이 근육의 움직임에 영향을 적게 받게 하기 위하여 부착 위치는 피부가 골격과 가까운 위치로 선정하였고 피부의 흔들림을 최소화 하고자 양면테이프(3M, St. Paul,

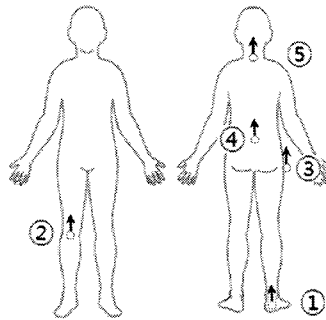


그림 2. 피험자의 몸에 부착된 다섯 개의 가속도계의 위치; (신발 뒤 굽, 경골조면, 대퇴골 상부들기, 요추(L4), 경추(C7))

Fig. 2. Location of five accelerometers placed on five landmarks of the subject; (shoe heel, proximal tibia, greater trochanter of the right lower extremity, lumber vertebral column (L4) and cervical vertebral column (C7))

USA)로 위치를 고정한 후 신축성 있는 의료용 테이프(3M, St. Paul, USA)를 사용하여 고정 부위 위에 덧붙여 부착하였다. 무릎 부위의 경골 조면의 경우에는 그 위에 신축성 압박붕대(3M, St. Paul, USA)를 사용하여 부착을 보강하였다. 가속도계의 샘플율은 2400Hz로 하였다.

피험자가 정지 상태일 때의 가속도계 전압 값을 0으로 보정하여 중력 성분 (또는 정적가속도(static acceleration))는 소거하고 동작 상태에서 나오는 값은 동적가속도(dynamic acceleration)만을 측정할 수 있도록 하였다. 가속도계의 전압값을 가속도 값(G)으로 환산 하기 위하여 각 가속도계의 상하 방향 자세를 뒤집음에 따라 달라지는 전압의 차이가 2G에 해당한다는 사실을 이용하여 각 가속도계의 환산비율을 구하였다. 한 디딤 단계(stance phase) 중에 발생하는 각 가속도계에서 측정한 전압의 최대값을 구하여 G값으로 환산하였다.

피험자가 뒤꿈치부터 바닥에 닿는 편안한 주법으로 일정한 속도 (12 km/h  $\pm$ 5%)로 달리도록 하였고 속도는 달리기 구간 중앙부에 설치된 광센서 방식의 구간속도 측정 장치에서 측정한 두 구간의

시간 차이를 이용하여 계산하였다. 속도가 측정되는 구간에서 한 디딤이 발생하는 동안의 충격의 전달을 계속하였다.

본 실험을 실시하기 전, 피험자들이 실험 윤리 규정에 따른 소정의 동의서를 읽고 서명을 하도록 하였다. 속도 적응을 위한 예비 실험을 실험 대상자의 적응도에 따라 5~10회 가량 수행하였다. 본 실험은 연결, 중질, 경질의 순으로 한 가지 정도에 대하여 각각 5회 반복을 수행하였다. 각 정도의 실험 사이에는 실험자가 신발을 교환하고 착용시키는 5분이 주어졌다.

### III. 결과 및 논의

(그림 3)는 달리기 시 인체에서 발생하는 충격 전달의 한 가지 사례를 보여주는 그림으로, 20대 남자 8인의 신발 뒤 굽에서 경추까지 다섯 부위에서 각각 측정한 최대 가속도를 나타낸다. 실선은 피험자의 평균을 나타내며 실선 위쪽의 점선은 피험자 중의 최대값 그리고 실선 아래쪽의 점선은 최소값을 나타낸다. 충격의 척도로 사용된 해당 지점 최대 가속도의 값은 신발에서 머리 방향으로 몸

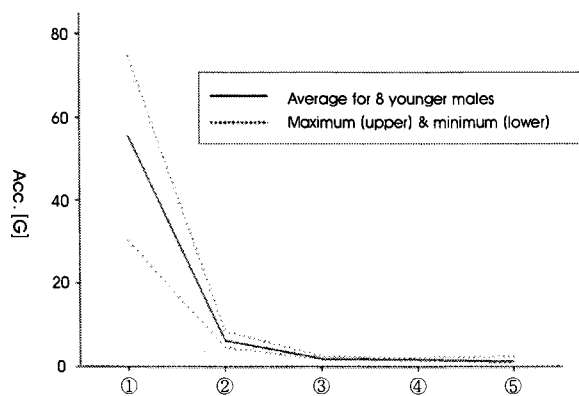


그림 3. 측정 부위에 따른 최대 가속도: 점선은 피험자에 따른 최대값(상)과 최소값(하) (신발 뒤 굽, 경골조면, 대퇴골 상부들기, 요추(L4), 경추(C7))

Fig. 3. Maximum acceleration along the measurement spot: Dot lines are maximum (upper) and minimum (lower) among the subjects (shoe heel, proximal tibia, greater trochanter of the right lower extremity, lumber vertebral column (L4) and cervical vertebral column (C7))

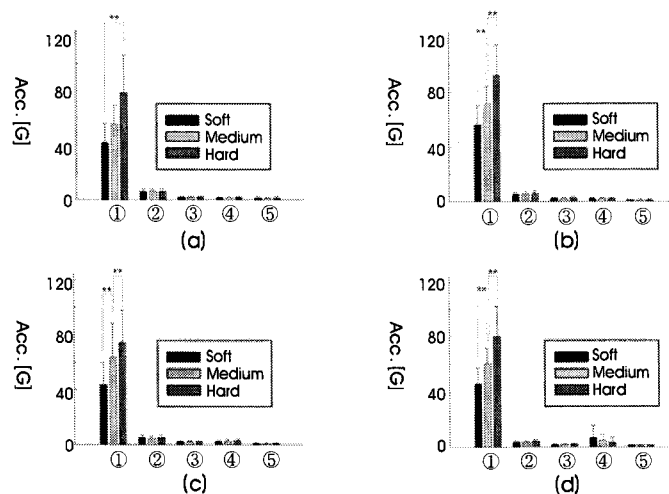
을 따라 점차 감소한다. 신발 뒤 굽에서는 대체로 50G 이상의 상대적으로 큰 가속도가 관찰 되었으며 무릎부터 경추까지는 대체로 8G 이하의 가속도가 관찰 되었다. 감소의 폭은 신발 뒤 굽에서 무릎 사이에서 가장 컸다. 대부분의 충격의 흡수가 신발과 무릎 사이에서 발생하였음을 보여준다. 이 때 신발 뒤 굽에서의 충격의 크기는 약 30G에서 약 80G 가량으로 매우 큰 변동이 있었지만 무릎에서 관찰되는 충격의 크기는 10G의 일정한 값을 보였다. 이는 중저의 경도 차이에서 비롯한 신발 뒤 굽에서의 충격의 차이가 무릎까지 전달 되는 동안에 대부분 흡수되어 그 이후에는 중저의 경도 차이와 무관해 보이게 된다고 추론할 수 있다. 본 연구의 결과로부터 무릎 이하에서 발생하는 충격흡수의 메커니즘이나 인체의 영향을 알 수는 없었다. 다만 충격 흡수의 경우, 신발 뒤 굽에서 발생한 충격이 경골조면에 이르기까지는 신발 내부 구조물, 발바닥, 발, 발목관절, 경골(tibia)등의 많은 비균질(heterogeneous) 경계를 통과하면서 상당량 흡수된 것으로 생각한다. 이와 관련하여 충격력이 척추와 경골에 미치는 영향에 대한 모델링 연구가 보고된 바 있다[5,6]. 또한 뒤꿈치가 닿은 직후 전경골근(tibialis anterior)이 작용하여 족저굴곡(plantar flexion)이 되는 시간을 늦추게 되는 과정이 많은 충격을 흡수하였다고 추정할 수 있다. 한편, 인체의 영향을 살펴보기 위해서는 발목의 내부부하(internal loading)을 모델링 하는 방법이 있을 수 있겠으며 이는 향후 좋은 연구 주제가 될 것으로 생각한다.

**A. 중저의 경도 차이에 따른 충격의 전달**

(그림 4)는 중저의 경도에 따른 충격의 전달이 연령별, 성별에 따라 어떻게 달라지는지를 나타내주는 그래프이다. 세로축이 충격의 크기로 대변되는 최대 가속도이며 가로축은 인체에 부착된 가속도

계의 위치이다. 각 번호와 위치 정보는(그림 1)에서와 같다. 남녀 노소 공히 ①번 위치, 즉 신발 뒤 굽에서 최대 가속도 값이 가장 컸으며 연질, 중질, 경질 순으로 그 크기가 증가하였다. (그림 1)의 (a)의 청년층 남자의 경우 신발 뒤 굽에서 발생한 충격의 크기는 연질과 중질 그리고 중질과 경질의 차이는 근소한 차이로 유의한 차이가 아닌 것으로 검정되었으나(p = .69, .51) 연질과 경질의 차이는 매우 유의한 것으로 검정되었다(p = .005). 한편, (b)~(d)의 모든 경우 즉, 청년층 여자, 노년층 남자의 경우 신발 뒤 굽에서 발생한 충격의 크기는 연질과 중질, 중질과 경질 모두 매우 유의한 차이가 발생하는 것으로 검정되었다 (p < .01). 다시 말해서 청년층 남자의 경우를 제외한 모든 경우에 중저의 경도 차이는 신발 뒤 굽에서의 충격에 유의한 차이를 가져왔다. 이는 청년 남자가 중저의 경도 차이를 보다 잘 적응하여 인체에 미치는 충격의 변화를 줄인 것이라고 생각 할 수 있다.

신발 뒤 굽에서 발생하는 충격의 크기가 연질, 중질, 경질의 경우 큰 차이를 보임에도 불구하고 무릎으로 전달된 충격은 남녀노소 공히 거의 차이가 발생하지 않았다. 오히려 노년층 여자의 경우 요추에서 계측된 충격은 유의한 차이는 아니지만 연질의 경우가 가장 컸다. 피험자의 반응을 보면 연질 중저의 신발을 신고 달리는 경우 마치 모래사장에서 달리는 것과 같이 흔들림이 크다고 하였다. 노년층 여자의 경우 이러한 흔들림을 잘 적응하지 못하고 허리부근에서 흔들림이 크게 나타난 것이라고 추론할 수 있다. 한편 무릎 이후에서는 신발 뒤 굽에서 전달되는 충격의 크기에 관련이 없이 일정 수준 이하로 충격이 전달된다는 사실을 보여준다. 선행연구 [35,36]에 의하면 신발 중저의 경도의 변화가 무릎(경골조면)에서 측정된 최대 가속도에 유의한 영향을 주지 못한다고 한다. 한편 신발 중저의 변화가 무릎 위에서 측정된 최대 가속도에 유의한 차이



**그림 4.** 중저의 경도에 따른 최대 가속도의 변화; (a) 청년층 남자, (b) 청년층 여자, (c) 노년층 남자, (d) 노년층 여자 (\*\* p < .01)(신발 뒤 굽, 경골조면, 대퇴골 상부 들기, 요추(L4), 경추(C7))  
**Fig. 4.** The variation of maximum acceleration with respect to midsole hardness; (a) younger male, (b) younger female, (c) older male, and (d) older female (\*\* p < .01) (shoe heel, proximal tibia, greater trochanter of the right lower extremity, lumbar vertebral column (L4) and cervical vertebral column (C7))

를 가져온다는 연구는 보고된 바가 없다. 신발 뒤 굽과 무릎 사이 구간에서 충격을 가장 효과적으로 줄여줄 수 있는 해부학적 구조물은 발목이라고 볼 수 있다. 인체는 큰 충격으로부터 몸을 보호하기 위하여 발목 내부의 부하를 조절하는 것으로 여겨지며 이를 확인하기 위해서는 동작 분석을 통하여 실제 발목에서의 부하와 부근 근육들의 협응 관계를 살펴볼 필요가 있다.

**B. 신발 뒤 굽 충격**

(그림 5)는 (그림 4)의 ①번 위치인 신발 뒤 굽에서의 충격의 크기만을 따로 비교해 놓은 결과이다. 남자와 여자를 비교해보면, 청년층에서는 모든 경도의 중저에 대하여 여자가 크게 관찰되었고 노년층에서는 연질과 경질에 대하여는 여자가 크게, 중질에 대하여는 남자가 크게 관찰되었다. 청년층과 노년층을 비교해보면, 남자의 경우는 연질과 중질에서 노년층이, 경질에서는 청년층이 크게 관찰되었고 여자의 경우는 모든 경도에서 청년층이 더 크게 관찰되었다. 따라서 모든 연령과 성별에서 연질의 중저를 사용하는 것이 충격이 적어 부상의 위험이 적다는 것을 알 수 있다. 그리고 연령을 통틀어서 연질 경질의 경우는 언제나 청년층 여자에서 가장 큰 충격이 관찰 되었다. 노년층만 비교하더라도 여자의 경우가 신발 뒤 굽에서 발생하는 충격이 크게 관찰 되었다. 이 결과에 의하면 모든 경도의 중저에서 여자의 경우 충격에 의한 달리기 부상에 취약할 가능성이 높다고 생각할 수 있다. 신발 뒤 굽에서의 충격이 왜 여자의 경우에 대체로 크게 나타나는지에 대한 이유는 본 연구를 통해서 알 수 없었지만 발의 뒤꿈치가 지면에 닿을 때의 패턴에 있어서 남자와 여자가 다른 것이 원인 중 하나가 될 수 있을 것으로 생각한다. 또한 인체의 뒤꿈치가 충격흡수에 효과적인 구조물이고[37] 그 두께는 여자가 남자보다 얇다[38]는 보고가 있다. 즉, 여자의 경우 뒤꿈치에서 충격흡수가 적어 충격이 크게 된다고 할 수 있다. 또한 뒤꿈치의 두께는 나이가 들수록 두꺼워진다고 하는데[38] 이는 여자의 경우 모든 신발에서 남자의 경우 딱딱한 신

발에서 노년층에서 충격이 작게 나타나는 원인의 한 가지를 설명할 수 있다. 하지만 뒤꿈치의 두께는 충격 전달에 영향을 주는 많은 요인 중의 하나로 인체에 전달되는 충격의 크기에 따른 달리기 패턴의 변화가 보다 큰 영향을 줄 것이라 예상하는 바이다. 향후 이러한 현상에 대한 원인을 알기 위하여 달리기 시 뒤꿈치 닿기의 패턴과 그 순간의 발목 관절의 운동학(kinetic), 운동역학(kinematic), 그리고 관절 주변 근육의 근전도(electromyography) 패턴에 남녀 및 노소의 차이가 존재하는지에 대한 추가 연구가 필요할 것이다.

**IV. 결론**

본 연구의 목적은 신발 중저의 경도가 다른 신발을 착용하고 달리기 할 시에 신발 뒤 굽에서 경추까지 전달되는 충격의 양상이 피험자의 성별과 연령에 따라 어떻게 달라지는지를 관찰하는데 있었다. 이를 통해 얻어진 결론은 다음과 같다. 첫째, 계측된 가속도의 최대값의 크기는 전달 방향으로 가면서 줄어들며 그 변화는 신발 뒤 굽과 무릎 구간에서 가장 컸다. 둘째, 신발 뒤 굽에서 계측된 최대 가속도의 크기는 신발 중저의 경도가 연질, 중질, 경질의 순으로 증가하였다. 셋째, 신발 뒤 굽에서 이러한 유효한 차이가 발생 함에도 불구하고 무릎부터 경추까지 전달되는 충격의 크기는 신발 중저와 관계없이 상대적으로 낮은 값을 보였다. 달리기 시 충격은 대부분 신발과 무릎 사이에서 흡수 되고 충격의 크기에 비례하여 더 많은 충격을 흡수하여 무릎 이후 전달되는 충격의 크기를 크게 줄이는 것으로 보인다. 발과 무릎사이에서 효과적인 충격 흡수가 발생할 수 있는 곳인 발목 관절 주변의 근육, 인대가 상호 작용하여 상당한 충격 흡수를 가능하게 한 것으로 보인다. 마지막으로 신발 중저의 경도에 관계없이 신발 뒤 굽에서 측정된 충격의 크기는 청년층 여자의 경우가 항상 가장 크게 나타났다. 저자들은 본 연구의 결과가 성별, 연령별 신발의 경도 적응을 고려한 맞춤형 신발을 제작하는데 활용할 수 있을 것으로 기대한다.

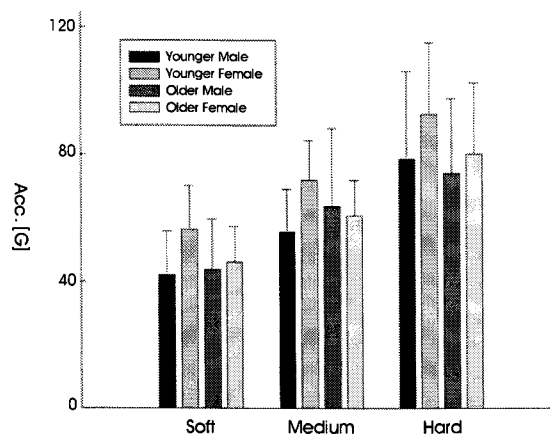


그림 5. 신발 중저 경도에 따른 신발 뒤 굽의 충격  
 Fig. 5. The shock measured at the shoe heel with respect to the midsole hardness

## 참고문헌

- [1] A. Hreljac, "Impact and overuse injuries in runners," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 36, no. 5, pp.845-849, 2004.
- [2] A. Hreljac, and R. Ferber, "A biomechanical perspective of predicting injury risk in running," *Int. SportMed J.*, vol. 7, no. 2, pp.98-108, 2006.
- [3] J.E. Taunton, M.B. Ryan, D.B. Clement, D.C. McKenzie, D.R. Lloyd-Smith, and B.D. Zumbo, "A prospective case-control analysis of 2002 running injuries," *Br. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 2, pp.95-101, 2002.
- [4] P.R. Cavanagh, and M.A. Lafortune, "Ground reaction forces in distance running," *J. Biomech.*, vol. 13, no. 5, pp.397-406, 1980.
- [5] Y.E. Kim, "Analysis of dural-sac cross sectional area changes according to vertical impact rate," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 24, no. 5, pp.421-425, 2003.
- [6] Y.K. Cho, C.H. Cho, J.B. Choi, T.S. Lee, and K. Choi, "A numerical study on the response of the tibial component in total knee arthroplasty to longitudinal impact," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 19, no. 5, pp.503-510, 1998.
- [7] C. Milgrom, M. Giladi, A. Simkin, M. Stein, H. Kashtan, J. Margulies, R. Chisin, and Z. Aharonson, "A prospective study of the effect of a shock absorbent orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits," *Foot Ankle*, vol. 6, pp.101-104, 1985.
- [8] A. Voloshin, and J. Wosk, "An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system," *J. Biomech.*, vol. 15, no. 1, pp.21-27, 1982.
- [9] M.A. Lafortune, M.J. Lake, and E.M. Hennig, "Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture," *J. Biomech.*, vol. 29, pp.1531-1537, 1996.
- [10] J.A. Nyland, R. Shapiro, R.L. Stine, T.S. Horn, and M.L. Ireland, "Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation," *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 20, pp.132-137, 1994.
- [11] J. Mizarahi, and Z. Susak, "Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall," *Eng. Med.*, vol. 11, pp.141-147, 1982.
- [12] B.M. Nigg, H.A. Bahlsen, S.M. Luethi, and S. Stokes, "The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running," *J. Biomech.*, vol. 20, no. 10, pp.951-959, 1987.
- [13] R.S. Barrett, R.J. Neal, and L.J. Roberts, "The dynamic loading response of surfaces encountered in beach running," *J. Sci. Med. Sport*, vol. 1, no. 1, pp.1-11, 1998.
- [14] P.R. Cavanagh, and M.A. Lafortune, "Ground reaction forces in distance running," *J. Biomech.*, vol. 13, no. 5, pp.397-406, 1980.
- [15] S.J. Dixon, A.C. Collop, and M.E. Batt, "Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 32, no. 11, pp.1919-1926, 2000.
- [16] V.H. Stiles, and S.J. Dixon, "Biomechanical response to systematic changes in impact interface cushioning properties while performing a tennis-specific movement," *J. Sports Sci.*, vol. 25, no. 11, pp.1229-1239, 2007.
- [17] T.S. Gross, and R.C. Nelson, "The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 20, no. 5, pp.506-514, 1988.
- [18] J. Hamill, T.R. Derrick, and K.G. Holt, "Shock attenuation and stride frequency during running," *Hum. Mov. Sci.*, vol. 14, pp.45-60, 1995.
- [19] T.R. Derrick, J. Hamill, and G.E. Caldwell, "Energy absorption of impacts during running at various stride lengths," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 30, no. 1, pp.128-135, 1998.
- [20] J.M. Flynn, J.D. Holmes, and D.M. Andrews, "The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration," *Clin. Biomech.*, vol. 19, pp.726-732, 2004.
- [21] E. Coventry, K.M. O'Connor, and B.A. Hart, "The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing," *Clin. Biomech.*, vol. 21, pp.1090-1097, 2006.
- [22] S.D. Perry, A. Radtke, and C.R. Goodwin, "Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination," *Gait Posture*, vol. 25, pp. 94-98, 2007.
- [23] K.G. Gerritsen, A.J. van den Bogert, and B.M. Nigg, "Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running," *J. Biomech.*, vol. 28, no. 6, pp.661-668, 1995.
- [24] C.S. Kwak, "Influence of midsole hardness of sport shoes on pressure distribution and shock attenuation during running," *Seoul Nat'l Univ. Korea, Doctoral Dissertation*, 1993.
- [25] C.S. Kwak, "Effects of shoe weight and midsole hardness of running shoes on running economy and its application," *Korean J. Phys. Educ.*, vol. 40, no. 3, pp.955-973, 2001.
- [26] T.H. Kim, and K.C. Lee, "Influence of midsole hardness of aerobic shoes on motion and shock attenuation during high kick," *Korean J. Sport Biomech.*, vol. 6, no. 1, pp.93-106, 1996.
- [27] Y.J. Lee, and J.S. Ryu, "Effects of midsole hardness and body weight on the shock attenuation and rearfoot control in running," *Korean J. Phys. Educ.*, vol. 37, no. 3, pp.338-348, 1998.
- [28] S.H. Mok, C.S. Kwak, and O.B. Kwon, "Influence of Midsole Hardness of Running shoes on shoes Flex Angle during Running," *Korean J. Sport Biomech.*, vol. 14, no. 2, pp.85-103, 2004.
- [29] T.E. Clarke, E.C. Frederick, and L.B. Cooper, "Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running," *Int. J. Sports Med.*, vol.4, no.4, pp.247-251, 1983.
- [30] E.C. Frederick, "Physiological and ergonomics factors in running shoe design," *Appl. Ergon.*, vol. 15, no. 4, pp.281-287, 1984.
- [31] B.M. Nigg, S. Luethi, J. Denoth, and A. Stacoff, *Methodological aspects of sport shoe and sport surface analysis. Biomechanics VIII-B*, Champaign, Illinois, 1981, pp.1041-1052.
- [32] B.M. Nigg, H.A. Bahlsen, S.M. Luethi, and S. Stokes, "The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running," *J. Biomech.*, vol. 20, no. 10, pp.951-959, 1987.
- [33] B.M. Nigg, and H.A. Bahlsen, "The influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running," *J. Appl. Biomech.*, vol. 4, no. 3, pp.205-219, 1988.
- [34] I. Jeong, S. Kim, Y. Kim, D. Jung, O. Kwon, "Effect of a heel

- wedge on the knee varus torque during walking," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 25, no. 4, pp.289-293, 2004.
- [35] P.J. McNair, and R.N. Marshall, "Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes," *Br. J. Sports Med.*, vol. 28, no. 4, pp.256-260, 1994.
- [36] E.C. Hardin, and J. Hamill, "The influence of midsole cushioning on mechanical and hematological responses during a prolonged downhill run," *Res. Q. Exerc. Sport*, vol. 73, no. 2, pp.125-133, 2002.
- [37] H. Kinoshita, T. Ogawa, K. Kuzuhara, and K. Ikuta, "In vivo examination of the dynamic properties of the human heel pad," *Int. J. Sports Med.*, vol. 14, no. 6, pp.312-319, 1993.
- [38] S. Prichasuk, P. Mulpruek, and P. Siriwongpairat, "The heel-pad compressibility," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 300, pp.197-200, 1994.