KJAB
Korean Journal of Applied Biomechanics 2023; 33(4): 164-174
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2023.33.4.164
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

Changes in Impact Characteristics of the Body by Different Heel Strike Patterns during Running

달리기 시 착지 유형에 따른 인체에 미치는 충격의 변화

Young-Seong Lee[1], Sang-Kyoon Park[1,2]

[1]Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Physical Education, College of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 17 November 2023
Revised : 06 December 2023
Accepted : 06 December 2023

Corresponding Author
Sang-Kyoon Park
Department of Physical Education, College of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, 05541, South Korea
Email : spark@knsu.ac.kr

Objective: The aim of this study was to quantitatively analyze the impact characteristics of the lower extremity on strike pattern during running.

Method: 19 young subjects (age: 26.53 ± 5.24 yrs., height: 174.89 ± 4.75 cm, weight: 70.97 ± 5.97 kg) participated in this study. All subjects performed treadmill running with fore-foot strike (FFS), mid-foot strike (MFS), and rear-foot strike (RFS) to analyze the impact characteristics in the lower extremity. Impact variables were analyzed including vertical ground reaction force, lower extremity joint moments, impact acceleration, and impact shock. Accelerometers for measuring impact acceleration and impact shock were attached to the heel, distal tibia, proximal tibia, and 50% point of the femur.

Results: The peak vertical force and loading rate in passive portion were significantly higher in MFS and FFS compared to FFS. The peak plantarflexion moment at the ankle joint was significantly higher in the FFS compared to the MFS and RFS, while the peak extension moment at the knee joint was significantly higher in the RFS compared to the MFS and FFS. The resultant impact acceleration was significantly higher in FFS and MFS than in RFS at the foot and distal tibia, and MFS was significantly higher than FFS at the proximal tibia. In impact shock, FFS and MFS were significantly higher than RFS at the foot, distal tibia, and proximal tibia.

Conclusion: Running with 3 strike patterns (FFS, MFS, and RFS) show different impact characteristics which may lead to an increased risk of running-related injuries (RRI). However, through the results of this study, it is possible to understand the characteristics of impact on strike patterns, and to explore preventive measures for injuries. To reduce the incidence of RRI, it is crucial to first identify one's strike pattern and then seek appropriate alternatives (such as reducing impact force and strengthening relevant muscles) on that strike pattern.

Keywords: Running, Strike pattern, Vertical GRF, Lower extremity joint moment, Impact acceleration

INTRODUCTION

코로나 19가 완화되면서 달리기의 인기는 다시금 증가되고 있다(Kang, 2021). 하지만, 달리기 상해(running related injury, RRI)는 러너들에게 있어 달리기의 지속적인 참여를 막는 주요 장벽이다. Ceyssens, Vanelderen, Barton, Malliaras & Dingenen

Copyright © 2023 Korean Journal of Applied 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.

(2019)은 러너들의 약 3~85%가 달리기 관련 상해를 경험하였다고 보고하였으며, Kluitenberg, van Middelkoop, Diercks & van der Worp (2015)은 초보 러너의 약 84.9%가 달리기 상해를 한 번 이상 경험함으로써 달리기 상해에 대한 심각성을 제시하였다. 이러한 달리기 상해는 통증을 유발하는 요인들이 매우 다양하고 복잡하여 명확한 원인이 밝혀지지 않고 있지만(Malisoux, Nielsen, Urhausen & Theisen, 2015), 다수의 연구에서는 착지 시 발생하는 충격(impact)과 매우 높은 상관성이 있음을 제기하고 있다(Hennig & Lafortune, 1991; Ryu, 2005; Ryu, Lee & Park, 2021).

달리기 시 충격은 발이 지면과 접촉할 때, 인체는 지면으로부터의 큰 충격력(impact force)과 하지의 빠른 감속에 의한 충격 쇼크(impact shock)를 동시에 받는다(Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014; Ryu, 2005). 인체 내에서 충분히 흡수되지 못한 크고 반복적인 충격은 뼈와 근육에 전달하여 스트레스 골절이나 과사용(overuse)과 같은 근·골격계 상해(musculoskeletal injury)를 유발하며(Bertelsen et al., 2017; Cavanagh & Lafortune, 1980; Kulmala, Avela, Pasanen & Parkkari, 2013), 무릎(28%)과 발 및 발목(26%), 정강이 (16%), 엉덩이 및 허벅다리(14%)에서 높은 비율로 발생된다(Francis, Whatman, Sheerin, Hume & Johnson, 2019).

달리기 시, 인체가 받는 충격은 착지 유형(strike pattern)에 따라 그 특성이 달라진다. 러너들의 착지 유형은 발의 뒷부분으로 착지를 하는 후족 착지(rear-foot strike, RFS)와 발 전체로 착지하는 중족 착지(mid-foot strike, MFS), 발의 앞부분으로 착지하는 전족 착지(fore-foot strike, FFS)로 구분할 수 있다(Daoud et al., 2012). 달리기 러너들의 약 75%는 RFS를 하며, 24%는 MFS, 나머지 1%는 FFS를 한다고 보고되었으며(Almeida, Davis & Lopes, 2015), 일반적으로 평균 속도보다 빠르게 달릴 경우, FFS 또는 MFS를 한다고 알려져 있다(Hasegawa, Yamauchi & Kraemer, 2007; Lieberman et al., 2010). 착지 유형에 따른 달리기 상해를 살펴보면, RFS는 인체에 반복적이고 과도한 충격력을 전달하여 정강뼈 스트레스 골절률(tibial stress fracture rate)을 높이고 무릎 관절의 폄 모멘트를 증가시켜 슬개 대퇴통증 증후군(Patello Femoral Pain. Syndrome, PFPS)이나 장경인대 증후군(Iliotibial band syndrome)과 같은 무릎 상해율을 증가시킨다(Duffey, Martin, Cannon, Craven & Messier, 2000; Goss & Gross, 2012; Kulmala et al., 2013). 반면, FFS는 발가락에 큰 충격력을 전달하여 발가락 골절률을 높이고, 발목 관절의 발바닥 굽힘 모멘트를 함께 증가시켜 아킬레스 건병증(Achilles tendinopathy)이나 족저 근막염(plantar fasciitis)과 같은 발목 상해율을 증가시킨다(Goss & Gross, 2012; Kulmala et al., 2013; Lopes, Hespanhol, Yeung & Costa, 2012).

다수의 선행연구에서는 지면반력(ground reaction force)의 최대 수동 수직력(peak passive vertical force, PPVF) 및 수동 수직 부하율(passive vertical loading rate, PVLR)과 하지의 관절 모멘트(lower extremity joint moment)가 충격과 매우 높은 관계가 있음이 규명되면서 상해를 예측하는 요인으로 활용되고 있다. 그러나 FFS는 하지의 동작 특성 때문에 RFS와는 달리 수직 지면반력에서 수동 성분(passive portion)이 관측되지 않는다(Gruber, Edwards, Hamill, Derrick & Boyer, 2017). 그럼에도 불구하고 FFS와 RFS 간의 수직력을 비교한 여러 선행연구에서는 FFS가 RFS에 비해 낮은 수직력이 보고되고 있는데(Breine et al., 2017; Rice & Patel, 2017), 이는 최대 능동 수직력(peak active vertical force) 즉, 두 번째 최대 수직력을 활용하거나 RFS에서의 최대 수동 수직력의 시점을 첫 번째 수직력 값으로 활용한 결과이다(Dos Santos, Nakagawa, Serrão & Ferber, 2019; Kuhman, Melcher & Paquette, 2016). 반면, 소수의 선행연구에서는 수동 수직력이 나타나지 않는 FFS의 특징을 고려하여 고역 통과 필터링(high pass filtering)을 통해 수동 성분을 별도로 산출하였으며, 이를 통해 RFS에서의 수동 수직력이 FFS에 비해 더 컸음을 규명하였다(Blackmore, Willy & Creaby, 2016; Ryu, 2005).

최근, 인체의 충격을 측정하는 도구로써 가속도계(accelerometer)가 활용되고 있다. 가속도계는 작고 가벼워 휴대성 및 적용 용이성이 좋으며(Brayne, Barnes, Heller & Wheat, 2018; Hollis, Koldenhoven, Resch & Hertel, 2019), 지면반력의 최대 수동 수직력 및 수동 수직 부하율과 매우 높은 상관성이 규명되면서 인체 충격 측정의 가능성을 검증하였다(Hennig & Lafortune, 1991; Ryu, Lee & Park, 2021). Laughton, Davis & Hamill (2003)은 정강뼈에 1축 가속도계를 부착하여 FFS와 RFS의 충격을 비교한 결과, FFS의 최대 수직 가속도가 RFS보다 더 컸다고 보고한 반면, Glauberman & Cavanagh (2014)과 Lafortune & Hennig (1992)는 RFS와 non-RFS 간의 최대 수직 가속도는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않고 합성 가속도에서 차이가 발생한다고 보고함으로써 3축 합성 가속도의 필요성을 제시하였다. Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch & Pérez-Soriano (2017)은 시간영역(time domain)에서의 가속도 분석은 분절의 움직임 및 근육의 댐핑 효과(damping effect)에 따른 노이즈(noise)와 중력작용에 의한 과측정을 포함할 수 있으므로 정확한 인체 내 충격 특성을 파악하기 위해서는 주파수를 활용한 분석이 필요하다고 제안하였다.

일반적으로 달리기는 어느 생활 스포츠보다 인기가 많다. 하지만 그만큼 충격에 의한 잠재적인 상해율도 증가하고 있다. 특히, 달리기 시 서로 다른 착지 유형은 인체가 받는 충격 부하의 특성과 상해 부위를 달라지게 한다. 달리기의 상해율을 감소시키기 위해서는 먼저 그 원인과 메커니즘에 대한 이해가 필요하며, 이를 위해서는 상해 예방에 관한 연구 접근

Table 1. Strike pattern based on ground-foot angle in previous studies (unit: deg)

Mean ± SD	Fore-foot strike	Mid-foot strike	Rear-foot strike
Nunns et al. (2013)	**-3.37±6.89**	2.71±3.1	8.92±3.43
Arendse et al. (2004)	-6.46±3.44	**4.29±4.40**	**20.4±5.57**

방식과 전략이 필요하다. 이에 달리기 시, 착지 유형(FFS vs. MFS vs. RFS)에 따른 하지에서의 충격 특성(충격력, 관절 모멘트, 충격 가속도)과 주파수 영역에서의 충격(충격 쇼크)을 동시에 비교 분석할 필요가 있다. 따라서 본 연구는 FFS와 MFS, RFS에 따른 하지의 충격 분포 및 특성을 정량적으로 비교·분석하는 것이 목적이다. 본 연구의 연구 가설은 다음과 같다. 첫째로 지면반력에 대한 충격 변인들은 RFS가 FFS보다 크게 나타날 것이다. 둘째로 발목 관절 모멘트는 FFS가 RFS보다 크게 나타날 것이다. 무릎 관절 모멘트는 RFS가 FFS보다 크게 나타날 것이다. 셋째로 발목 관절 부위의 가속도 변인은 FFS가 RFS보다 크게 나타날 것이다. 무릎 관절 부위의 가속도 변인은 RFS가 FFS보다 크게 나타날 것이다.

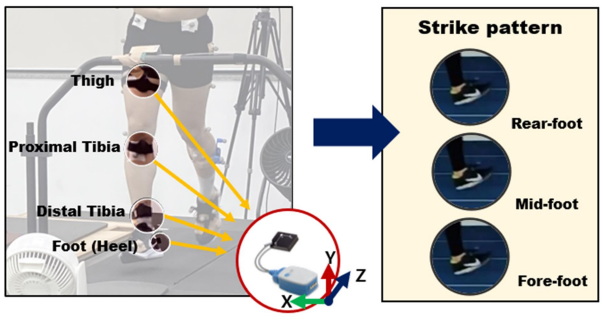

Figure 1. Attachment position of accelerometer and landing type.

METHOD

1. 연구 대상자

본 연구는 건강한 젊은 남성 레크레이션 달리기 러너(연령: 26.53±5.24 years, 신장: 174.89±4.75 cm, 체중: 70.97±5.97 kg) 19명을 모집하였다. 모든 연구 대상자는 1주일에 2회 이상 RFS 달리기를 수행하며, 최근 6개월 내 하지에 근골격계 상해가 없는 대상자를 조건으로 모집하였다. 본 연구에서는 총 20명의 대상자를 모집하였지만, 착지 유형이 부적절한 1명을 제외하였다. 그리고 각 피험자는 달리기 시 3가지 유형의 착지를 하도록 유도하였고 선행연구에서 제시한 지면-발과의 각도(전족 착지: -3.37±6.89°, 중족 착지: 4.29±4.40°, 후족 착지: 20.4±5.57°)를 참조하여 분류하였다(Table 1). 신발의 효과를 최소화하기 위해 모든 연구 대상자들은 동일한 신발(Air Zoom Pegasus 39, Nike, USA)를 착용하였다. 본 연구는 K대학의 생명윤리위원회에서 심의 승인을 받았으며(승인 번호: 1263-202205-HR-028-01, 승인 날짜: 20220511-035), 모든 연구 대상자들의 연구 참여 동의를 받은 후 진행하였다.

2. 실험 절차

본 연구에 참여한 모든 피험자들은 착지 유형(FFS vs. MFS vs. RFS)에 따른 하지에서의 충격을 측정하기 위해 트레드밀 달리기를 수행하였다. 이를 위해 지면반력이 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA; sf: 1,000 Hz)과 8대의 적외선카메라(Oqus, Qualisys, Sweden; sf: 100 Hz), 4채널의 가속도계(Ultium, Noraxon, USA; sf: 1,000 Hz)를 사용하였다. 모든 피험자는 준비 운동 및 트레드밀 적응을 위해 약 5분간 걷기 및 달리기를 하였으며, 동시에 달리기의 선호속도를 측정하였다. 선호속도는 달리기 속도를 임의적으로 증가 및 감소하여 대상자가 가장 편안하게 느끼는 속도를 선정하였으며, 3번의 평균을 산출하여 선호속도를 선정하였다(Ryu, 2013). 이 후, 하지에 반사 마커와 가속도계를 부착하였으며, 반사 마커는 하지 관절점에, 가속도계는 오른쪽 신발 뒤꿈치(Cheung et al., 2019)와 정강뼈 먼 쪽(Milner, Ferber, Pollard, Hamill & Davis, 2006), 정강뼈 가까운 쪽(Glauberman & Cavanagh, 2014), 넓적 다리(Gurchiek, Garabed & McGinnis, 2020)에 각각 부착하였다. 정강뼈 먼 쪽은 안쪽 복숭아뼈(medial malleolus)로부터 약 5 cm 위에 부착하였으며, 정강뼈 가까운 쪽은 정강뼈 거친면(tibia tuberosity)에, 넓적 다리는 넙다리뼈 큰돌기(greater trochanter of fumur)부터 넙다리뼈의 바깥쪽 뼈(lateral epicondyle of femur)의 50% 지점에 각각 부착하였고, 해부학 자세를 기준으로 머리 방향을 (+Y)로, ML 축(M: -X, L: +X)과 AP 축(A: -Z, P: +Z)은 수직 축을 기준으로 각각 수직 방향으로 설정하였다(Figure 1). 가속도계를 단단히 부착하기 위해 양면 테이프로 1차 고정시킨 후, 탄력 밴드(elastic band)로 단단하게 감아 부착하였다(Ryu et al., 2021). 개인 신발에

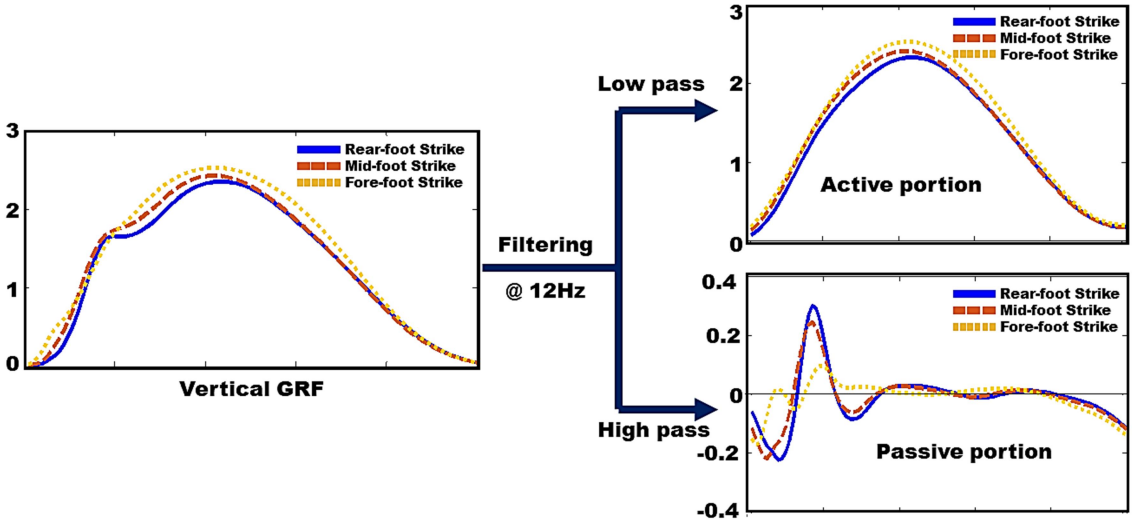

Figure 2. Active portion and passive portion in vertical GRF.

따른 충격의 영향을 최소화하기 위해 피험자 모두 동일한 운동화(Air Zoom Pegasus 39, Nike, USA)를 착용하였다. 달리기 시, 착지 유형은 FFS와 MFS, RFS를 임의의 순서대로 선정하여 지시하였으며, 각각 3분간 달리기를 수행하였다. 3분 달리기 중 마지막 1분만을 녹화하였으며, 분석 자료는 마지막 20 스텝을 선별하였다.

3. 자료 처리

본 연구의 지면반력 자료는 QTM (Qualisys Track Manager)를 통해 취득하였으며, 모든 연구 대상자들의 최대 수동 수직력을 비교하기 위해 체중으로 표준화하였다. 모든 자료의 오른발 디딤기 구간(stance phase)을 분석하기 위해 수직 지면반력의 20 N을 기준으로 착지 시점(foot contact)과 이지 시점(toe off)을 분류하였다. 하지의 관절 모멘트(발목·무릎·엉덩 관절)는 Visual 3D (C-motion, USA)를 통해 산출하였으며, 가속도계 자료는 지면반력과 동조하여 MR3 (Noraxon, USA)를 통해 취득하였다. 가속도계 자료 중 충격 쇼크(impact shock)는 주파수 분석을 위해 PSD (power spectrum density) 분석을 수행하였다. 모든 자료들은 자료 수집 시 발생하는 오차(noise)를 최소화하기 위해 2차 버터워스 저역 통과 필터(Butterworth 2nd order low-pass filter)를 수행하였으며, 이 때 차단 주파수는 지면반력과 가속도 자료에서 100 Hz, 위치 자료에서 10 Hz로 설정하여 수행하였다. 모든 자료의 데이터 처리는 Matlab 2016a (The Mathworks, USA)를 이용하여 수행하였다.

4. 분석 변인

우선, 착지 유형을 분류하기 위해 지면과 발 사이의 사이각을 산출하였으며, 선행연구에 따라 FFS는 -3.37±6.89° (Nunns, House, Fallowfield, Allsopp & Dixon, 2013), MFS는 4.29±4.40°, RFS는 20.4±5.57° (Arendse et al., 2004)를 기준으로 분류하였다. 지면반력 자료에서는 충격의 대표 변인인 최대 수동 수직력(peak passive vertical force, PPVF)과 수동 수직 부하율(passive vertical loading rate, PVLR)을 산출하였다. 그러나 FFS 및 MFS 달리기 시, 수동 수직력(passive vertical force)은 발생하지 않음에 따라 12 Hz를 기준으로 저역 통과 필터링(low-pass filtering)과 고역 통과 필터링(high-pass filtering)을 수행하여 수동 및 능동 성분을 산출하였다(Figure 2; Blackmore, Willy & Creaby, 2016; Ryu, 2005). 필터링에서의 차단 주파수는 순수 충격의 주파수 범위가 12~20 Hz에서 발생하므로 차단 주파수를 12 Hz로 설정하였다(Hamill, Derrick & Holt, 1995). 최대 수동 수직력과 최대 수동 수직력까지의 시간을 산출하여 수동 성분에서의 수직 부하율을 계산하였다.

관절 모멘트는 관상면(front plane)과 시상면(sagittal plane), 수평면(transverse plane)에서의 발목·무릎·엉덩 관절 모멘트를 산출하였으며, 방향은 다음 <Table 2>와 같다.

충격 가속도는 시간 영역(time domain)과 주파수 영역(frequency domain)으로 나누어 분석하였다. 시간 영역에서는 달리기의 동작과 가속도의 부착 위치를 고려하여 수평 가속도와 수직 가속도, 합성 가속도를 산출하였으며, 주파수 영역에서는 순수 충격의 특성을 파악하기 위해 10~20 Hz 사이의 충격 쇼크(impact shock)을 산출하였다. 시간 영역에서의 수평

Table 2. Direction of lower extremity moment

Joint moment	Frontal plane	Sagittal plane	Transverse plane
Ankle	Inversion: + Eversion : –	Dorsi-flexion : + Plantar-flexion: –	Adduction: + Abduction: –
Knee Hip	Adduction: + Abduction: –	Flexion : + Extension: –	Internal rotation: + External rotation: –

및 합성 가속도는 다음과 같이 계산하였다(Park et al., 2022; Ryu et al., 2021).

$$\boldsymbol{Horizontal\ Acceleration}\ (\boldsymbol{g}) = \sqrt{(\boldsymbol{acc_{a-p}}^2) + (\boldsymbol{acc_{m-l}})^2}$$

$$\boldsymbol{Resultant\ Acceleration}\ (\boldsymbol{g}) = \sqrt{(\boldsymbol{acc_{a-p}})^2 + (\boldsymbol{acc_{m-l}}^2) + (\boldsymbol{acc_{vertical}})^2}$$

5. 통계 분석

본 연구의 통계 분석은 SPSS 21.0 (IBM, USA)을 이용하였다. 착지 유형(FFS vs. MFS vs. RFS)에 따른 하지의 충격 특성(지면반력, 관절 모멘트, 가속도)은 일원 반복측정 분산분석(one-way ANOVA with repeated measure)을 통해 비교하였으며, 유의차이에 대한 상호작용은 Bonferroni 사후검증을 수행하였다. 모든 통계치의 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

RESULTS

착지 유형(FFS vs. MFS vs. RFS)에 따른 인체 하지의 충격 변화를 살펴보기 위해 본 연구에서는 착지 유형을 Nunns et al. (2013)와 Arendse et al. (2004)가 제시한 지면과 발의 각도를 통해 구분하였다. 그 결과 본 연구에서의 FFS는 -4.12±3.45°, MFS는 6.43±2.77°, RFS는 20.11±4.32°로 나타났다.

1. 수동 성분의 수직 지면반력(vertical GRF in passive portion)

착지 유형에 따른 수동 성분의 수직 지면반력을 분석한 결과는 <Table 3>과 같다. 최대 수동 수직력(peak passive vertical force)은 FFS와 MFS, RFS 간 통계적으로 유의한 차이가 발생하였으며, 수동 수직 부하율(passive vertical loading rate)은 MFS 및 RFS와 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05).

2. 하지 관절 모멘트(lower extremity joint moment)

하지 관절 모멘트에 대한 결과는 <Figure 3>과 같다. 달리기 시 지면과 접촉하는 동안, 발목 관절에서의 최대 폄 모멘트(peak plantar flexion moment)와 최대 가쪽번짐 모멘트(peak eversion moment), 최대 벌림 모멘트(peak abduction moment)는 FFS와 MFS, RFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 무릎 관절에서는 최대 폄 모멘트(peak extension moment)에서 RFS와 MFS 및 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 발견되었으며, 최대 벌림 모멘트(peak abduction moment)와 최대 바깥쪽 돌림 모멘트(peak external rotation moment)에서는 FFS와 MFS 및 RFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 엉덩 관절에서는 최대 바깥쪽 돌림 모멘트에서 MFS와 FFS 및 RFS 간 통계적으로 유의한 차이가

Table 3. Result of peak vertical passive force

	FFS (f)	MFS (m)	RFS (r)	F	p	Post-hoc
PPVF (BW)	0.14±0.05	0.29±0.13	0.36±0.14	211.609	**.001***	**r>m>f**
PPVFT (s)	0.39±0.09	0.29±0.08	0.36±0.05	14.411	**.001***	**f, r>m**
PVLR (BW/s)	3.79±1.81	11.26±6.54	10.42±4.92	21.147	**.001***	**m, r>f**

Note. significant at p<.05
FFS: fore-foot strike, MFS: mid-foot strike, RFS: rear-foot strike
PPVF: peak passive vertical force, PPVFT: peak passive vertical force time, PVLR: passive vertical loading rate

나타났다(p<.05).

3. 최대 가속도(peak acceleration)

최대 가속도에 대한 결과는 <Figure 3>과 같다. 최대 수직 가속도(peak vertical Acc.)는 정강뼈 먼 쪽에 부착 시, MFS와 RFS 및 FFS 간, 정강뼈 가까운 쪽에 부착 시, MFS 및 RFS와 FFS 간, 넓적 다리에 부착 시, RFS와 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 최대 수평합성 가속도(peak horizontal Acc.)는 발 뒤꿈치와 정강뼈 먼 쪽에 부착 시, MFS 및 FFS와 RFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 최대 합성 가속도(peak resultant Acc.)는 발 뒤꿈치와 정강뼈 먼 쪽에 부착 시, FFS 및 MFS와 RFS 간, 정강뼈 가까운 쪽에 부착 시, MFS와 FFS 간, 넓적 다리에 부착 시, RFS와 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 발생하였다(p<.05).

4. 충격 쇼크(impact shock)

충격 쇼크에 대한 결과는 <Table 4>과 같다. 최대 수직 충격 쇼크(peak vertical impact shock)는 발에 부착 시, FFS와 MFS 및 RFS 간, 정강뼈 먼 쪽 부착 시, MFS 및 RFS와 FFS 간, 정강뼈 가까운 쪽과 넓적 다리에서는 RFS 및 MFS와 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(p<.05). 최대 수평 충격 쇼크(peak horizontal impact shock)에서는 발과 정강뼈 먼

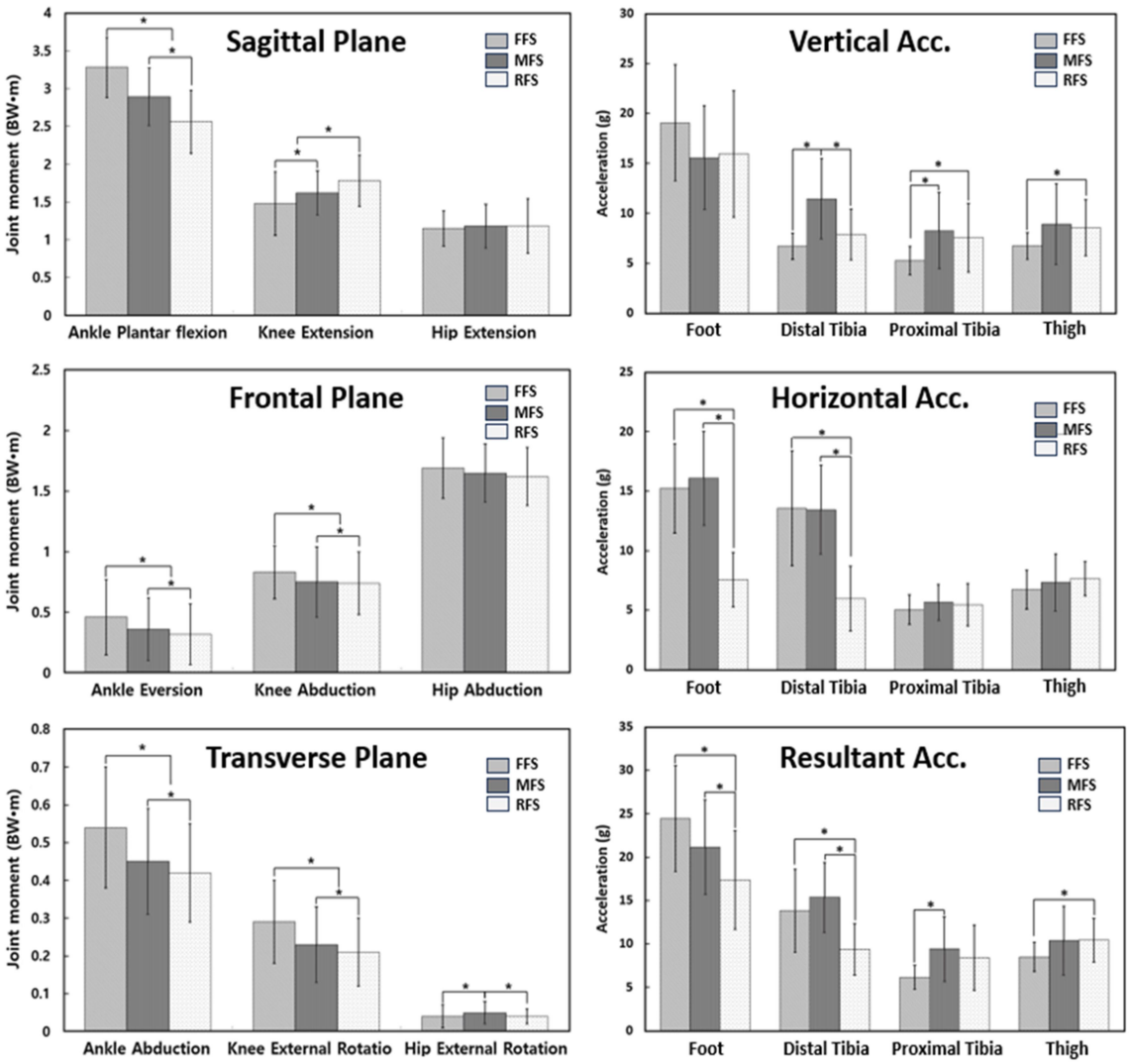

Figure 3. Result of peak joint moment (left) and peak acceleration (right).

Table 4. Result of peak acceleration in frequency domain (unit: g^2/Hz)

Frequency domain		FFS (f)	MFS (m)	RFS (r)	*F*	*p*	Post-hoc
Vertical Acc.	Foot	0.41±0.22	0.12±0.07	0.12±0.07	34.313	**.001***	**f>m,r**
	Distal tibia	0.10±0.05	0.26±0.24	0.21±0.10	20.931	**.001***	**m, r>f**
	Proximal tibia	0.09±0.04	0.24±0.15	0.26±0.15	22.995	**.001***	**r, m>f**
	Thigh	0.23±0.10	0.39±0.24	0.53±0.37	9.775	**.001***	**r, m>f**
Horizontal Acc.	Foot	0.30±0.17	0.29±0.12	0.07±0.05	37.547	**.001***	**f, m>r**
	Distal tibia	0.27±0.16	0.24±0.14	0.06±0.05	34.736	**.001***	**f, m>r**
	Proximal tibia	0.08±0.04	0.07±0.03	0.05±0.03	6.514	**.011***	**f>r**
	Thigh	0.06±0.03	0.06±0.04	0.05±0.03	1.463	.245	–
Resultant Acc.	Foot	0.93±0.49	0.66±0.30	0.21±0.11	40.301	**.001***	**f>m>r**
	Distal tibia	0.30±0.12	0.40±0.15	0.09±0.08	67.871	**.001***	**m>f>r**
	Proximal tibia	0.11±0.06	0.11±0.05	0.06±0.03	10.17	**.001***	**m, f>r**
	Thigh	0.13±0.06	0.20±0.11	0.18±0.10	3.725	**.034***	**m>f-**

Note. significant at $p<.05$
FFS: fore-foot strike, MFS: mid-foot strike, RFS: rear-foot strike

쪽 부착 시, FFS 및 MFS와 RFS 간, 정강뼈 가까운 쪽 부착 시, FFS와 RFS 간 통계적으로 유의한 차이가 발생하였다($p<.05$). 최대 합성 충격 쇼크(peak resultant impact shock)는 발과 정강뼈 먼 쪽에서 FFS와 MFS, RFS 간, 정강뼈 가까운 쪽에서는 MFS 및 FFS와 RFS 간, 넓적 다리에서는 MFS와 FFS 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$).

DISCUSSION

달리기 시 러너들은 발이 지면과 접촉하면서 지면으로부터의 충격력(impact force)과 3차원 방향의 관절 부하(joint moment) 및 제동 시 발생하는 충격 쇼크(impact shock)를 경험하게 된다(Gruber et al., 2014; Ryu, 2005). 그리고 이러한 충격은 착지 유형(FFS vs. MFS vs. RFS)에 따라 인체에 미치는 영향이 달라진다. 이에 본 연구는 착지 유형에 따른 지면반력의 최대 수동 수직력(peak passive vertical force, PPVF) 및 수동 수직 부하율(passive vertical loading rate, PVLR)과 발목·무릎·엉덩 관절 모멘트(ankle·knee·hip joint moment), 충격 가속도(impact acceleration)를 살펴보았다. 또한, 충격 가속도는 분절의 움직임이나 근육의 댐핑 효과, 중력작용에 의해 과측정될 수 있으므로(Lucas-Cuevas et al., 2017), 충격 주파수 영역에서의 충격 쇼크(impact shock)도 함께 분석하였다. 본 연구의 한계는 착지 유형에 따라 달리기 선호속도가 달라짐에도 불구하고, 본 연구에서는 모든 연구 대상자들의 RFS 선호속도로 인위적인 FFS 및 MFS 달리기를 수행하였다는 점이다. 이는 달리기 속도가 충격에 영향을 미치기 때문에 본 연구에서는 하나의 고정된 속도 즉, 각 대상자들의 선호속도로 속도로 달리기를 수행하였으며, 착지 유형에 따른 인체 충격의 변화를 규명하기 위해 가장 많은 착지 유형 비율인 RFS 러너들을 대상으로 인위적으로 착지 유형을 변경하여 연구를 수행하였다. 때문에 자연스러운 착지 유형에 따른 충격의 특성을 살펴본 여러 선행연구의 결과 값과 비교하기 어렵다. 다만, 본 연구는 착지 유형의 비율이 적은 FFS와 MFS 달리기 시, 인체에 전달되는 충격력과 하지 관절 모멘트, 인체 분절에서의 충격 가속도를 함께 비교·분석하고, 더불어 인체 분절에서의 충격 특성을 파악하기 위해 주파수 분석을 수행한다는 점에서 방법론적 및 결과적 의미가 크며, 달리기 상해 관점에서 본 연구의 결과를 긍정적으로 바라볼 수 있을 것으로 사료된다.

우선 착지 유형에 따른 수직 지면반력의 결과를 살펴보면, RFS가 FFS에 비해 PPVF와 PVLR이 크게 나타날 것이라는 첫 번째 가설이 수용되었으며, 다수의 선행연구 결과와 일치하였다(Breine et al., 2017; Rice & Patel, 2017). PPVF은 착지 시, ~50 ms 내 인체가 받는 충격의 크기를 나타내는 값으로(Nigg, Cole & Brüggemann, 1995), RFS에 비해 FFS는 0.38배, MFS는 0.81배 감소한 결과가 나타났다. 반면 충격이 작용되는 시점까지의 시간은 FFS가 가장 길었으며, MFS가 가장 짧게 작용하였다. 시간 당 충격의 크기를 나타내는 PVLR이 RFS에서 가

장 크게 나타났으며, FFS가 가장 작게 나타나는 결과로 이어졌다. 즉 지면 착지 시, RFS가 FFS에 비해 더 큰 충격력을 받으므로 RFS가 FFS에 비해 정강뼈 스트레스 골절율이 높다는 선행연구의 결과를 뒷받침할 수 있을 것으로 사료된다(Duffey et al., 2000; Lopes et al., 2012). 또한, FFS는 지면과 접촉하는 동시에 장딴지 근과 가자미 근이 신장성 수축하여 발등 굽힘의 가동 범위를 증가시키며, 이로써 충격 전달 시간을 증가시키고 발이 받는 충격력을 감소시킨다는 선행연구의 결과는 본 연구의 결과를 뒷받침하고 있다(Almeida et al., 2015; Laughton et al., 2003; McClay & Manal, 1995). MFS의 경우, 지면으로부터의 충격력이 RFS에 비해 작지만, PPVF 까지의 시간이 짧아 PVLR이 가장 크게 나타났다. 이와 같은 결과는 MFS가 RFS에 비해 인체가 받는 충격이 결코 작지 않음을 나타내며, 장시간 MFS로 달리기를 수행하는 것은 신중히 고려해야 할 것이다.

다음으로 관절 모멘트는 세 가지 면(시상면, 관상면, 수평면) 중 가장 크게 나타나는 시상면에서의 관절 모멘트를 살펴보았다. FFS가 RFS에 비해 발목 관절의 발바닥 굽힘 모멘트가 크고, RFS가 FFS에 비해 무릎 관절의 폄 모멘트가 클 것이라는 두 번째 가설이 수용되었으며, 이와 같은 결과는 여러 선행연구의 결과와 일치하였다. 선행연구에 따르면, 발목에서의 많은 움직임은 주변 근육의 과사용(overuse)을 초래하고 이에 아킬레스 건병증(Achilles tendinopathy)이나 족저 근막염(plantar fasciitis)과 같은 상해를 유발할 수 있다고 보고되고 있으며(Goss & Gross, 2012; Kulmala et al., 2013; Lopes et al., 2012), 발목 관절의 발바닥 굽힘 모멘트가 증가하는 본 연구의 결과는 FFS 달리기가 RFS 달리기에 비해 위와 같은 상해 발생 가능성이 더 높을 수 있음을 보여준다. 반면, RFS에서는 발에 전달된 큰 충격력이 무릎 관절의 굽힘에 의해 약 50~90% 충격이 감쇠되지만(Forner et al., 1995; Ogon, Aleksiev, Pope, Wimmer & Saltzman, 1999), 무릎에서의 큰 굽힘이 무릎 관절의 폄 모멘트를 증가시켜 슬개 대퇴통증 증후군(Patello Femoral Pain. Syndrome, PFPS)이나 장경인대 증후군(Iliotibial band syndrome)과 같은 무릎 상해를 유발시킬 수 있다고 보고되고 있다(Duffey et al., 2000; Goss & Gross, 2012; Kulmala et al., 2013). 이를 바탕으로 RFS가 FFS에 비해 무릎 관절의 폄 모멘트가 증가된 본 연구의 결과는 RFS가 FFS에 비해 무릎 상해의 발생 가능성이 높을 수 있음을 나타낸다. MFS는 RFS와 FFS의 중간 정도의 모멘트 크기가 발생되었다. 관절 모멘트는 지면으로부터 직접적으로 충격이 전달되는 충격력과는 달리 관절 회전에 따른 부하를 나타내므로 달리기 상해를 예방하기 위해서는 각 착지 유형에 따른 충분한 근육 강화가 필요하다고 판단된다.

마지막으로 3축 가속도에 대한 합성 가속도 결과를 살펴보면, FFS가 RFS에 비해 발목 관절 부위의 최대 충격 가속도 및 최대 충격 쇼크가 클 것이라는 세 번째 가설은 수용되었지만, RFS가 FFS에 비해 무릎 관절 부위의 최대 충격 가속도 및 최대 충격 쇼크가 클 것이라는 가설은 기각되었다. 시간 영역에서의 가속도 즉, 최대 충격 가속도는 제동 시 급격한 움직임에 의해 발생된다. 수직 충격 가속도의 경우, 발 뒤꿈치의 충격 가속도를 제외한 정강뼈 먼 쪽과 정강뼈 가까운 쪽, 넓적 다리에서의 충격 가속도는 MFS-RFS-FFS 순으로 나타났다. 이는 착지 유형에 따른 지면반력의 수직 부하율 특성과 같은 경향성을 보이고 있으며, 수직 지면반력의 충격 변인과 충격 가속도 간 매우 밀접한 상관성(r=0.7~0.99)을 가지고 있다는 선행연구의 결과를 뒷받침할 수 있다고 사료된다(Hennig & Lafortune, 1991; Meyer et al., 2015; Wundersitz, Netto, Aisbett & Gastin, 2013). 하지만, 충격 가속도는 분절의 움직임이나 근육의 댐핑 효과, 중력작용 등의 영향을 받아 충격의 크기가 과측정 될 수 있다(Lucas-Cuevas et al., 2017). 이러한 영향을 최소화하기 위해 충격 주파수 범위(12~20 Hz)에서 순수 충격의 크기를 분석한 결과가 충격 쇼크이다. 수직 충격 쇼크에서는 발 뒤꿈치를 제외한 정강뼈 먼 쪽과 정강뼈 가까운 쪽, 넓적 다리에서 MFS 및 RFS가 FFS에 비해 더 큰 결과가 나타났다. 수직성분에서의 충격 가속도와 충격 쇼크 모두 MFS 및 RFS가 FFS에 비해 크게 나타났으며, 이는 MFS 및 RFS 달리기가 FFS 달리기에 비해 상해 발생율이 높을 수 있음을 나타낸다. 또한, 이와 같은 결과는 수직 지면반력 결과와 같이 수직 방향으로 작용하는 인체 부하에 영향을 받았기 때문이라 판단된다.

가속도계 부착 시, 정강뼈 먼 쪽은 인체의 해부학적 특성상 정확한 앞-뒤 방향과 안쪽-바깥쪽 방향으로 붙일 수 없다는 제한점으로 인해 수평 합성 값을 산출하였다. 수평 충격 가속도 결과를 살펴보면, 발목 관절 부위에서 FFS 및 MFS가 RFS에 비해 더 크게 나타났다. 이러한 결과는 FFS 및 MFS가 RFS에 비해 수평면에서의 발의 움직임이 더 크게 발생했음을 의미하며, 이는 발목 관절 모멘트를 증가시키는 원인이라 판단된다. 즉, FFS 및 MFS 달리기가 RFS 달리기에 비해 발목 관절 부위에 상해 발생율이 더 높을 수 있음을 시사한다. 인체에 전달되는 충격은 한 면에서만 발생되는 것이 아닌 세 면에서의 합성 값으로 발생되며, 이에 합성 충격 가속도 및 합성 충격 쇼크를 산출하였다. 또한, 본 연구 결과를 바탕으로 수직 가속도는 지면반력 특성과 관계성이 높으며, 수평 합성 가속도는 관절 모멘트와의 관계성이 높으므로 합성 가속도의 분석은 반드시 고려해야 할 것으로 판단된다. 발목 관절 부위에서의 합성 충격 가속도 및 충격 쇼크 결과를 살펴보면, FFS 및 MFS가 RFS에 비해 크게 나타났으며, 무릎 관절 부위에서는 MFS가 가장 높게 나타났다. 따라서 하지의 충격 가속도 및 충격 쇼크 관점에서는 FFS 및 MFS 달리기가 RFS 달리기에 비해 상해 발생율이 높을 수 있음을 의미한다.

CONCLUSION

위 결과들을 종합하면, 착지 유형에 따라 달리기 착지 시 신체의 특정 부위에 상대적으로 큰 충격을 받거나 반복적으로 누적되었을 때, 달리기 관련 상해를 유발시킬 수 있다. 본 연구의 결과는 착지 유형에 따른 충격의 특성을 파악할 수 있으며, 이를 통해 상해를 예방할 수 있는 방안을 모색할 수 있을 것으로 사료된다. 달리기 상해율을 감소시키기 위해서는 달리기 시 발생하는 충격력을 줄이거나 해당 근육을 강화시켜 하지 관절에서의 부하 및 충격을 감소시켜야 한다. 즉, RFS 달리기 시에는 발목 관절 부위의 충격력을 감소시키기 위해 적절한 쿠션이 내장된 신발을 착용하고, 무릎 관절 부위의 근육들을 강화시킬 필요가 있으며, FFS 달리기 시에는 발목 관절 부위의 근육 강화를 고려할 필요가 있다고 사료된다. MFS 달리기의 경우에는 지면으로부터의 충격력과 하지 관절에서의 부하 및 충격 가속도, 충격 쇼크 모두 FFS나 RFS에 비해 크기 때문에 충격력 감소를 위한 방안 및 근육 강화 모두를 고려해야 할 것으로 생각되어진다. 이와 같이 달리기 시, 자기 자신의 상태를 고려한 적절한 상해 예방 방안은 달리기 참여 시 각자의 체력 수준과 경력에 맞는 운동의 강도와 기술(착지 기술과 동작의 변화)을 적용하는 것이 중요하겠다. 특히, 착지 동작의 변화에 따라 인체에 전달되는 충격과 부하의 특성이 변화함을 인식하고 특정 관절의 상해에 위험에 영향을 주게 되어 훈련의 적응 기간과 기술에 따라 요구되는 체력적 보완이 필요하겠다.

REFERENCES

Almeida, M. O., Davis, I. S. & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *45*(10), 738-755.

Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P. & Fletcher, G. (2004). Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(2), 272-277.

Bertelsen, M. L., Hulme, A., Petersen, J., Brund, R. K., Sørensen, H., Finch, C. F. ... & Nielsen, R. O. (2017). A framework for the etiology of running-related injuries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(11), 1170-1180.

Blackmore, T., Willy, R. W. & Creaby, M. W. (2016). The high frequency component of the vertical ground reaction force is a valid surrogate measure of the impact peak. *Journal of Biomechanics*, *49*(3), 479-483.

Brayne, L., Barnes, A., Heller, B. & Wheat, J. (2018). Using a wireless consumer accelerometer to measure tibial acceleration during running: agreement with a skin-mounted sensor. *Sports Engineering*, *21*(4), 487-491.

Breine, B., Malcolm, P., Van Caekenberghe, I., Fiers, P., Frederick, E. C. & De Clercq, D. (2017). Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *Journal of Sports Sciences*, *35*(15), 1556-1564.

Cavanagh, P. R. & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, *13*(5), 397-406.

Cheung, R. T., Zhang, J. H., Chan, Z. Y., An, W. W., Au, I. P., MacPhail, A. & Davis, I. S. (2019). Shoe-mounted accelerometers should be used with caution in gait retraining. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(6), 835-842.

Ceyssens, L., Vanelderen, R., Barton, C., Malliaras, P. & Dingenen, B. (2019). Biomechanical risk factors associated with running-related injuries: a systematic review. *Sports Medicine*, *49*(7), 1095-1115.

Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A. & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(7), 1325-1334.

Dos Santos, A. F., Nakagawa, T. H., Serrão, F. V. & Ferber, R. (2019). Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques. *Gait & Posture*, *68*, 37-43.

Duffey, M. J., Martin, D. F., Cannon, D. W., Craven, T. & Messier, S. P. (2000). Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*(11), 1825-1832.

Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P. & Johnson, M. I. (2019). The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location and specific pathology: a systematic review. *Journal of Sports Science & Medicine*, *18*(1), 21.

Forner, A., García, A. C., Alcántara, E., Ramiro, J., Hoyos, J. V. & Vera, P. (1995). Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait. *Foot & Ankle International*, *16*(12), 778-786.

Glauberman, M. D. & Cavanagh, P. R. (2014). Rearfoot strikers have smaller resultant tibial accelerations at foot contact than non-rearfoot strikers. *In Journal of Foot and Ankle Research*, *17*(1), 1-2.

Goss, D. L. & Gross, M. T. (2012). A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army*

Medical Department Journal, 62-71.

Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R. & Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, *3*(2), 113-121.

Gruber, A. H., Edwards, W. B., Hamill, J., Derrick, T. R. & Boyer, K. A. (2017). A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & Posture*, *56*, 54-59.

Gurchiek, R. D., Garabed, C. P. & McGinnis, R. S. (2020). Gait event detection using a thigh-worn accelerometer. *Gait & Posture*, *80*, 214-216.

Hamill, J., Derrick, T. R. & Holt, K. G. (1995). Shock attenuation and stride frequency during running. *Human Movement Science*, *14*(1), 45-60

Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *21*(3), 888-893.

Hennig, E. M. & Lafortune, M. A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *Journal of Applied Biomechanics*, *7*(3), 303-309.

Hollis, C. R., Koldenhoven, R. M., Resch, J. E. & Hertel, J. (2019). Running biomechanics as measured by wearable sensors: effects of speed and surface. *Sports Biomechanics*, *20*(5), 521-531.

Huang, Y., Xia, H., Chen, G., Cheng, S., Cheung, R. T. & Shull, P. B. (2019). Foot strike pattern, step rate, and trunk posture combined gait modifications to reduce impact loading during running. *Journal of Biomechanics*, *86*, 102-109.

Kang, D. H. (2021, May 22). Just run, forget about Corona... 2030, 'addicted' to marathon, *DONG-A ILBO*, Retrieved from https://donga.com/news/It/article/all/20210521/107054868/1

Kluitenberg, B., van Middelkoop, M., Diercks, R. & van der Worp, H. (2015). What are the differences in injury proportions between different populations of runners? A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *45*, 1143-1161.

Kuhman, D., Melcher, D. & Paquette, M. R. (2016). Ankle and knee kinetics between strike patterns at common training speeds in competitive male runners. *European Journal of Sport Science*, *16*(4), 433-440.

Kulmala, J. P., Avela, J., Pasanen, K. & Parkkari, J. (2013). Effects of striking strategy on lower extremity loading during running. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(10), e3.

Lafortune, M. A. & Hennig, E. M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics*, *7*(3), 181-184.

Laughton, C. A., Davis, I. M. & Hamill, J. (2003). Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *Journal of Applied Biomechanics*, *19*(2), 153-168.

Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'andrea, S., Davis, I. S. ... & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, *463*(7280), 531-535.

Lopes, A. D., Hespanhol, L. C., Yeung, S. S. & Costa, L. O. P. (2012). What are the main running-related musculoskeletal injuries?. *Sports Medicine*, *42*(10), 891-905.

Lucas-Cuevas, A. G., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S. & Pérez-Soriano, P. (2017). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, *35*(17), 1734-1738.

Malisoux, L., Nielsen, R. O., Urhausen, A. & Theisen, D. (2015). A step towards understanding the mechanisms of running-related injuries. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *18*(5), 523-528.

McClay, I. & Manal, K. (1995). Lower extremity kinematic comparisons between forefoot and rearfoot strikers. In conference proceedings: *19th Annual Meeting of the ASB*, Stanford, CA, 211-212.

Meyer, U., Ernst, D., Schott, S., Riera, C., Hattendorf, J., Romkes, J. ... & Kriemler, S. (2015). Validation of two accelerometers to determine mechanical loading of physical activities in children. *Journal of Sports Sciences*, *33*(16), 1702-1709.

Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J. & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *38*(2), 323.

Nigg, B. M., Cole, G. K. & Brüggemann, G. P. (1995). Impact forces during heel-toe running. *Journal of Applied Biomechanics*, *11*(4), 407-432.

Nunns, M., House, C., Fallowfield, J., Allsopp, A. & Dixon, S. (2013). Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *Journal of Biomechanics*, *46*(15), 2603-2610.

Ogon, M., Aleksiev, A. R., Pope, M. H., Wimmer, C. & Saltzman, C. L. (1999). Does arch height affect impact loading at the lower back level in running?. *Foot & Ankle International*, *20*(4), 263-266.

Park, S. K., Stefanyshyn, D., Ryu, S., Gil, H., Lee, Y. S., Kim, J. & Ryu, J. (2022). Comparisons of Age-Related Changes in Impact Characteristics Between Healthy Older and Younger Runners. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *23*(12), 1465-1476.

Rice, H. & Patel, M. (2017). Manipulation of foot strike and footwear increases Achilles tendon loading during running. *The American Journal of Sports Medicine*, *45*(10), 2411-2417.

Ryu, J. S. (2005). Impact shock and kinematic characteristics of the Lower extremity`s joint during downhill running. *Korean Society of Sport Biomechanics*, *15*(4), 117-129.

Ryu, J. S. (2013). Effect of a Prolonged-run-induced Fatigue on the Ground Reaction Force Components, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *23*(3), 225-233.

Ryu, S. H., Lee, Y. S. & Park, S. K. (2021). Impact Signal Differences Dependent on the Position of Accelerometer Attachment and the Correlation with the Ground Reaction Force during Running. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, *22*(10), 1791-1798.

Wundersitz, D. W., Netto, K. J., Aisbett, B. & Gastin, P. B. (2013). Validity of an upper-body-mounted accelerometer to measure peak vertical and resultant force during running and change-of-direction tasks. *Sports Biomechanics*, *12*(4), 403-412.