KJSB Korean Journal of Sport Biomechanics 2020; 30(2): 145-154
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2020.30.2.145
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Relationship between Impact and Shear Forces, and Shock during Running

달리기 시 충격력과 충격 쇼크 변인들과의 관계

Sang-Kyoon Park[1,3], Ji-Seon Ryu[1,2]

[1]Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Health and Exercise Science, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[3]Department of Physical Education, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 09 May 2020
Revised : 18 May 2020
Accepted : 11 June 2020

Corresponding Author
Ji-Seon Ryu
Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, 1239, Yangjae, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Tel : +82-2-410-6822
Fax : +82-2-410-6952
Email : jiseon@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to determine the relationship between impact and shear peak force, and tibia-accelerometer variables during running.

Method: Twenty-five male heel strike runners (mean age: 23.5±3.6 yrs, mean height: 176.3±3.3 m/s, mean mass: 71.8±9.7 kg) were recruited in this study. The peak impact and anteroposterior shear forces during treadmill running (Bertec, USA) were collected, and impact shock variables were computed by using a triaxial accelerometer (Noraxon, USA). One-way ANOVA was used to test the influence of the running speed on the parameters. Pearson's partial correlation was used to investigate the relationship between the peak impact and shear force, and accelerometer variables.

Results: The running speed affected the peak impact and posterior shear force, time, slope, and peak vertical and resultant tibial acceleration, slope at heel contact. Significant correlations were noticed between the peak impact force and peak vertical and resultant tibia acceleration, and between peak impact average slope and peak vertical and resultant tibia acceleration average slope, and between posterior peak (FyP) and peak vertical tibia acceleration, and between posterior peak instantaneous slop and peak vertical tibial acceleration during running at 3 m/s. However, it was observed that correlations between peak impact average slope and peak vertical tibia acceleration average slope, between posterior peak time and peak vertical and resultant tibia acceleration time, between posterior peak instantaneous slope and peak vertical tibial acceleration instantaneous slope during running at 4 m/s.

Conclusion: Careful analysis is required when investigating the linear relationship between the impact and shear force, and tibia accelerometer components during relatively fast running speed.

Keywords: Impact force, Shear force, Impact shock, Accelerometer, Tibia acceleration slop, Impact force slop, Running

INTRODUCTION

달릴 때 발이 지면에 충돌하면서 발생하는 충격은 잠재적 부상의 한 원인이다(Cavanagh & Lafortune, 1980). 이 충격은 달리기의 반복적 특성에 따라 가중된다. 평균적인 체중을 가진 개인이 일주일에 2마일 정도 달리면 일 년 동안 신체에 미치는 충격량은 대략 1.3백만 톤 정도이다(Derrick, Dereu & McLean, 2002). 달리기 시 발생하는 충격은 충격력(impact force)과 충격 쇼크(impact shock)로 구별된다.

충격력은 발이 지면에 접촉할 때 충돌로 순간적 힘으로 지지 국면의 처음 50 ms 범위 내에서 피크를 보인다. 충격력은 압력판(force platform)을 이용해 수량화 할 수 있으며(Andriacchi,

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.

Ogle & Galante, 1977; Cavanagh & Lafortune, 1980), 이 크기는 이동 속도에 따라 달라지지만 걸을 때는 대략 체중의 1~1.5배, 달릴 때는 체중의 2~3배 정도이다(Cavanagh & Lafortune, 1980; Munro, Miller & Fuglevand, 1987; Derrick et al., 2002). 충격력 피크가 얼마나 빠른 시간에 증가하는가를 살펴보는 것이 충격 부하율이며, 이는 시간 함수에 대한 피크 충격력 곡선의 기울기로 정의된다(Zadpoor & Nikooyan, 2012).

한편 달리기 시 발이 지면에 접촉과 동시에 하지 분절은 빠르게 움직임의 속도가 감소하며 이 때 발생하는 것이 충격 쇼크(impact shock)이다. 달리기 시 발이 지면에 접촉하는 순간 속도는 보통 1 m/s 이상을 보이다가(Cavanagh, Valiant & Miserich, 1984), 빠른 시간 내에 감속한다. 이 순간 관심 있는 신체 분절의 속도의 변화율 즉 가속도는 가속도계를 이용해 수량화함으로서 신체의 충격 쇼크를 특성화 할 수 있다. 일반적으로 걸을 때는 1~2 g, 달릴 경우는 4~8 g 범위 내에서 경골이 충격 쇼크를 경험하는 것으로 보고되고 있지만(Light, McLellan & Klenerman, 1980), 이 또한 이동 속도에 좌우된다. 지면 반력 값은 신체 중심을 기준으로 작용하는 평균 힘에 해당되며 전신의 평균 가속도를 반영하기 때문에 이를 이용해 각각의 신체 분절의 충격 쇼크의 크기를 결정하는데 한계가 있다. 즉 신체 분절의 가속도는 모두 동일하지 않기 때문에 지면 반력에 포함된 평균값은 각 분절의 가속도를 대변할 수 없다. 일반적으로 달리기 시 지면 반력 신호는 충격 시보다 추진 국면 시 높은 피크를 가지고 있는 반면에 하지의 피크 가속도 신호는 추진 국면 시보다 충격 국면 시가 크다(Shorten & Winslow, 1992). 이와 같이 충격력과 충격 쇼크 간의 특징적인 차이는 있지만, 충격 쇼크는 수직 지면 반력(vertical reaction force)의 크기에 전혀 영향을 받지 않은 것은 아니다(Lafortune & Hennig, 1991; Derrick, Hamill & Caldwell, 1998; Edwards, Derrick & Hamill, 2012). 이동 운동 시 발이 지면에 접촉할 때마다 받는 충격력의 영향으로 신체 분절은 압력과 충격 쇼크를 경험한다. 충격력으로 인해 발생된 쇼크 파는 골격 조직에 높은 스트레스와 변형을 일으킨다. 이런 이유로 충격 쇼크와 충격력과의 관계를 규명해 상호 대용 수단의 가능성을 찾았다(Bobbert, Schamhardt & Nigg, 1991; Shorten & Winslow, 1992; Derrick, 2004; Lake, 2000). 수직 지면 반력의 부하율은 하지 분절의 가속도 크기를 혹은 가속도 신호의 기울기는 충격력을 평가하기 위해 활용되었다(Flynn, Holmes & Andrews, 2004). 인간 이동에 따른 충격은 발이 지면에 충돌하면서 발생하는 충격력과 충돌하는 순간 분절의 감속에 따른 충격 쇼크가 양존한다. 그러므로 인간 이동 시 신체에 미치는 충격을 통찰하기 위해서는 충격력과 충격 쇼크와의 관계를 규명할 필요성이 요구된다. 그동안 충격 쇼크와 충격력과의 관계를 규명하기 위한 연구는 다수 수행되고 있다. Hennig & Lafortune (1991)은 달리기 시 경골에서 얻은 피크 가속도와 지면 반력 수직 피크 충격력과의 상관 정도는 0.7~0.85로 매우 높다고 보고했으며, 충격 부하율과의 관계 또한 0.87~0.99의 높은 상관관계 있다고 주장했다. 그 밖에 지면 반력의 전후 방향으로 작용하는 전단력의 부하율과 경골의 피크 가속도 간의 상관관계는 매우 높다고 주장했다. Laughton, Davis & Hamill (2003)은 후족 착지 시 충격 부하율과 피크 경골 가속도 사이는 강한 정적 상관관계가 존재한다고 보고했다.

이와 같이 몇몇 연구자들에 의해 달리기 시 충격력 요인과 충격 쇼크 요인 간의 관계 정도를 분석하고 있지만, 달리기 속도에 따른 이들 관계를 규명한 연구는 부족한 실정이다. Mercer, Vance, Hreljac & Hamill (2002)는 달리기 최대 속도의 50~60%에서 경골 수직 피크 가속도는 일정하게 남아 있었으나, 빠른 속도에서는 증가했다고 보고했다. Frederick, Hagy & Mann (1981)와 Nigg, Bahlsen, Luethi & Stokes (1987)는 달리기 속도는 수직 피크 충격력과 부하율에 영향을 미친다고 보고했다. 단편적이지만 이들 선행 연구들의 결과를 통해 판단해 볼 때 달리기 속도에 따라 충격력과 충격 쇼크 간의 관계 정도는 다르게 나타날 수도 있다고 추정된다. 달리기 속도와 무관하게 충격 쇼크와 충격력 요인들 사이에 선형관계가 항상 존재하는가 아니면 변인들에 따라 관계 정도가 다른가를 실증적으로 규명하는 것은 충격 쇼크와 충격력 상호 간의 정확하고 신뢰 있는 대용 수단의 척도를 제공하는데 필요한 연구라 할 수 있다. 충격력과 충격 쇼크 간의 관계 정도는 그동안 주로 한 축인 수직 방향에 치중되어 이루어졌기 때문에 충격 쇼크를 판단하는 가속도의 특징을 고려하는 데는 한계가 있었다. Lafortune & Hennig (1991)는 달리기 속도 4.7 m/s에서 3축 가속도계를 이용해 경골의 3방향 가속도 성분을 측정한 결과 피크는 전후 방향, 수직 방향, 좌우 방향의 순서라고 주장했으며, 약간 낮은 속도인 3.5 m/s에서는 수직과 전후 방향 성분은 감소했으나, 좌우 방향 성분은 일정했다고 보고해 달리기 시 하지에 의해 경험된 쇼크의 크기를 정량화하기 위해서는 3축 성분이 반드시 고려되어야 한다고 강조 했다. Glauberman & Cavanagh (2014)는 또한 착지 유형에 따라 경골 합 가속도의 크기는 다르므로 반드시 3축을 고려한 분석이 이루어져야만 한다고 주장했다. 이와 같이 선행 연구에서는 각 축에 나타난 경골 가속도 크기와 비율이 조건에 따라 변함으로 3축 측정을 강조하고 있지만, 현실적으로 수직 축 이외는 정확하게 신체 부착 가속도 축 방향과 운동 축 방향과 일치시키는 것은 한계가 있다. 따라서 가속도 성분을 분석해 신뢰성 있게 활용하기 위해서는 수직 성분과 운동 방향 축을 고려할 필요가 없는 3축 합 가속도 신호를 분석하는 것이 바람직하다고 판단된다(Sheerin, Besier, Reid & Hume, 2017).

본 연구는 달리기 속도에 따라 충격력과 경골 충격 쇼크 변인 간의 차이와 관계 정도를 규명하고자 수행했다. 이를 위해 구체적으로 피크 충격력 및 시간과 피크 경골 수직 및 합 가

속도와 이들 시간, 피크 충격력 순간 및 평균 기울기와 경골 수직 및 합 가속도의 순간과 평균 기울기, 피크 후방 전단력 및 순간 기울기와 피크 경골 합 가속도의 순간 기울기 등을 분석했다.

METHOD

본 연구를 위한 구체적인 방법은 다음과 같다.

1. 참여자

본 연구에 참여한 대상자는 평소 달리기를 즐겨 수행하고 있는 오른발이 우세인 후족 착지 자(heel striker) 25명이다(연령: 23.5±3.6, 신장: 176.3±3.3 m/s, 질량: 71.8±9.7 kg). 연구윤리 승인에 의해 대상자들은 실험에 앞서 목적과 실험절차에 대해 설명을 들은 후 참여 동의서를 제출하고 실험에 참여하였다.

2. 자료수집

자료 수집에 앞서 3축 가속도계(mass: 8.59 g, size: 2.1·1.6 cm, Noraxon, USA)는 오른쪽 내측 복사뼈 약 8 cm 위의 경골 융기 안쪽에 테이프로 부착한 후(Sinclair, Fau-Goodwin, Richards & Shore, 2016) 연 조직 진동의 영향을 최소화하기 위해 탄력 고무 밴드를 이용해 단단히 고정했다(Wosk & Voloshin, 1981; Hamill, Derrick & Holt, 1995; Flynn et al., 2004; Holmes & Andrews, 2006). 가속도의 수직 축은 대상자가 서있는 상태에서 경골의 수직 축과 일치하도록 나란하게 정렬했다. 가속도계를 부착한 참여자들은 동일한 신발(model: FILA RGB Flex-#DDD5C7, FILA holdings, Korea)을 신고 3축 성분을 얻을 수 있는 지면 반력이 장착된 트레드밀(Bertec, USA) 달리기를 수행했다. 자료를 수집하기 전 대상자들은 착지 유형에 따른 트레드밀 달리기의 영향을 줄이기 위해 평소대로 후족 착지 동작으로 수분 동안 웜업(warm-up)을 실시했다. 웜업 시간을 거친 모든 대상자들은 고정 속도 3.0 m/s와 4.0 m/s로 달리도록 해 일정한 시간 후 대상자가 인지하지 못한 상태에서 3축 지면 반력과 3축 경골 가속도 신호를 동시에 수집했다. 고정 달리기 속도 결정은 대상자들의 평균 선호 달리기 속도를 기준으로 대략 0.5 m/s 증감으로 이루어졌다. 속도별 자료 수집은 무작위로 이루어졌으며, 자료 수집 샘플 율은 두 신호 모두 초당 1,000 Hz로 설정했다.

3. 자료분석

힐 스트라이크(heel strike)와 이지(toe off) 순간까지 지지국면 결정은 두 순간 수직 지면 반력 값이 10 N을 기준으로 했다. 전후 방향의 지면 반력 신호와 경골 가속도 신호는 수직 지면 반력 성분으로 결정된 지지국면의 시간 자료에 일치시켰다. 지지국면 시간대에 대한 지면 반력 신호와 가속도 신호의 직류 성분을 제거한 후(Shorten & Winslow, 1992; Park, Ryu, Kim, Yoon & Ryu, 2019), Rectangular window를 적용해 힐 스트라이크 순간과 이지 순간의 자료를 일치시켰다(Ryu & Park, 2018). 이렇게 얻은 신호들은 4차 저역 Butterworth 필터링을 통해 노이즈가 제거되었다(Park et al., 2018). 이 때 차단주파수는 신호들의 파워 스펙트럼 밀도(power spectrum density)를 구한 후 이들 축적 값이 99.9%에 해당되는 순간의 주파수로 결정했다. 정리된 신호들로부터 수직 지면 반력의 수직 피크 충격력(IP: impact peak)과 이것의 기울기를 산출했다. 기울기는 피크 충격력의 발생 시간(TIP: time to impact peak)으로 나눈 값을 순간 기울기(IIPS: instantaneous impact peak slope), 피크 충격력까지의 시간 대 20~80%에서 충격력 크기를 이들 발생 시간으로 나눈 평균 기울기(AIPS: average impact peak slope)로 구분했다(Figure 1). 또한 힐 스트라이크 순간 후방으로 작용하는 피크 전단력(FyP: posterior force peak)을 발생 시간(TFyP: time to posterior force peak)으로 나눈 순간 기울기(FyPS: posterior force peak slope)를 산출했다. 피크 경골 가속도는 수직과 합 성분 중 양의 가속도 신호에서 획득했으며, 가속도 합 성분은 수직(경골의 종축), 전후(경골의 전내면(tibial anterior medial aspect) 축), 좌우(횡단면에서 경골의 전후 축에 대한 수직 축의 직교에 해당) 성분으로부터 계산했다. 이들 신

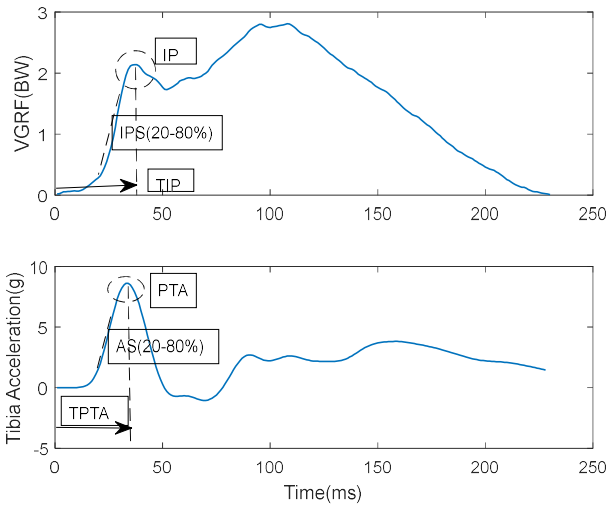

Figure 1. Vertical ground reaction force and tibia acceleration-time graphs with variables: IP (peak impact), IPS (peak impact average and instantaneous slope), PTA (peak vertical and resultant tibial acceleration), TPTA (time to peak vertical and resultant tibial acceleration, and AS (peak vertical and resultant tibial acceleration of average and instantaneous slope).

Table 1. Comparison of the mean (SD) of the vertical and posterior force components as a function of running speed

Speed	IP (BW)	TIP (ms)	AIPS (BW/s)	IIPS (BW/s)	FyP (BW)	TFyP (ms)	FyPS (BW/s)
3 m/s	1.79 (.37)	41.4 (4.4)	56.2 (16.6)	43.9 (12.5)	0.35 (0.06)	63.0 (9.9)	6.0 (2.3)
4 m/s	2.15 (.27)	38.00 (5.6)	70.10 (14.2)	57.40 (11.0)	0.47 (.08)	57.80 (7.3)	8.30 (1.8)
F values (*p*)	14.70 (.000)	5.57 (.022)	10.18 (.002)	16.41 (.000)	31.57 (.0000)	4.30 (.043)	14.89 (.000)

IP=impact peak, TIP=time to impact peak, AIPS=average impact peak slope, IIPS=instantaneous impact peak slope, FyP=posterior force peak, TFyP=time to posterior force peak, FyPS=posterior force peak slope

Table 2. Comparison of the mean (SD) of the tibial acceleration components as a function of running speed

Speed	PVTA (g)	TPVTA (ms)	PRTA (g)	TPRTA (ms)	PVTAAS (g/s)	PRTAAS (g/s)	PVTAIS (g/s)	PRTAIS (g/s)
3 m/s	6.9 (2.4)	37 (5.0)	9.2 (2.9)	36 (6)	191 (73)	269 (104)	198 (69)	266 (113)
4 m/s	9.6 (3.1)	32 (5)	13.5 (4.7)	32 (5)	305 (107)	435 (210)	323 (140)	415 (216)
F (*p*)	11.82 (.001)	8.43 (.005)	14.86 (.000)	3.72 (.059)	19.51 (.000)	12.49 (.000)	16.04 (.000)	9.23 (.003)

PVTA=peak vertical tibial acceleration, TPVTA=time to peak vertical tibial acceleration, PRTA=peak resultant tibial acceleration, TPRTA=time to peak resultant tibial acceleration, PVTAAS=peak vertical tibial acceleration average slope, PRTAAS=peak resultant tibial acceleration average slope, PVTAIS=peak vertical tibial acceleration instantaneous slope, PRTAIS=peak resultant tibial acceleration instantaneous slope

호로부터 피크 수직 및 합경골 가속도(PTA: peak vertical and resultant tibial acceleration), 피크 경골 가속도 시간(TPTA: time to peak vertical and resultant tibial acceleration), 가속도 기울기(AS: peak vertical and resultant tibial acceleration of average and instantaneous slope)를 산출했다(Holmes & Andrews, 2006). 가속도 기울기는 피크 경골 가속도에 대한 발생 시간으로 나눈 순간 기울기와(PVTAIS: peak vertical tibial acceleration instantaneous slope, PRTAIS: peak resultant tibial acceleration instantaneous slope) 시간 대 20~80%인 피크 경골 가속도 기울기인 평균 기울기(PVTAAS: peak vertical tibial acceleration average slope, PRTAAS: peak resultant tibial acceleration average slope)를 계산했다(Duquette & Andrews, 2010).

4. 통계분석

두 달리기 속도 조건에서 수직 지면 반력의 충격력 성분, 전후 지면 반력의 전단력 성분, 가속도 성분의 피크, 시간, 기울기의 평균과 표준편차를 산출했다. 달리기 속도 간 통계적 유의차를 검증하기 위해 one-way ANOVA를 적용했다(IBM SPSS, USA). 또한 산출된 충격력 성분과 가속도 성분, 전단력 성분과 가속도 성분들 간의 관계 정도를 관찰하기 위해 피어슨의 적률 상관계수를 적용했다. 통계적 유의수준은 모두 α=0.05로 설정했다.

RESULTS

달리기 속도 차에 따른 충격력 성분과 전단력 성분들은 Table 1과 같으며, 분석된 경골 가속도 성분들은 Table 2와 같다. 또한 수직 방향의 충격력 성분 및 후 방향의 전단력 성분과 경골 가속도 성분들과의 관계 정도는 Figure 2-5와 같다. 이들 결과에 의하면 피크충격력(IP)은 4 m/s 속도 달리기가 3 m/s 속도 달리기보다 평균 16% 크게 나타났으며(p<.05), 이들 피크가 발생한 시간(TIP)은 4 m/s가 3 m/s보다 평균 8.9% 빠르게 나타났다(p<.05). 피크충격력평균기울기(AIPS)는 4 m/s 속도 달리기에서 70.1 BW/s로 3 m/s 속도 달리기의 56.2 BW/s보다 평균 약 20% 더 크게 나타났다(p<.05). 피크충격력순간기울기(IIPS) 또한 빠른 달리기인 4 m/s 속도에서 평균 약 24% 크게 나타났다. 피크후방전단력(FyP)은 빠른 속도 달리기 4 m/s가 3 m/s보다 25% 더 크게 나타났다(p<.05). 두 속도 간 피크 충격력 차보다 더 큰 차를 보였다. 이들 피크에 이르는 시간(TFyP)은 빠른 속도 달리기에서 약 10% 정도 일찍 나타났다(p<.05). 피크후방전단력기울기(FyPS)는 빠른 속도 달리기인 4 m/s에서 8.3 BW/s로 3 m/s의 6.0 BW/s보다 평균 약 28% 크게 나타났다(p<.05).

경골 가속도 관련 성분들을 두 달리기 속도 간 차이는 피크 수직경골가속도(PVTA)의 경우 4 m/s 속도 달리기에서 9.6 g로 3 m/s 달리기의 6. 9g보다 평균 28% 크게 나타났다(p<.05).

이들 피크수직경골가속도가 발생한 시간(TPVTA)은 빠른 달리기 속도인 4 m/s에서 평균 32 ms로 3 m/s 속도 달리기의 37 m/s보다 평균 약 16% 앞서 발생했다(p<.05). 세 방향 피크경골합가속도(PRTA)의 크기는 4 m/s 속도 달리기에서 13.5 g로 3 m/s 속도 달리기의 9.2 g보다 평균 약 32% 크게 나타났다(p<.05). 이 크기 비율은 두 달리기 조건 수직 방향의 차이보다 다소 크게 나타났다. 이들 피크가 나타난 시간은 두 달리기 속도 간 통계적 유의한 차이는 보이지 않았다(p>.05). 피크수직경골가속도평균기울기(PVTAAS)는 4 m/s 속도 달리기가 3 m/s 속도 달리기보다 약 37% 크게 나타났으며(p<.05), 피크합경골가속도평균기울기(PRTAAS) 또한 빠른 속도 달리기에서 평균 약 38% 크게 나타났다(p<.05). 피크수직경골가속도순간기울기(PVTAIS)와 피크합경골가속도순간기울기(PRTAIS) 모두 4 m/s 속도 달리기가 3 m/s 속도 달리기보다 각각 38%, 35%

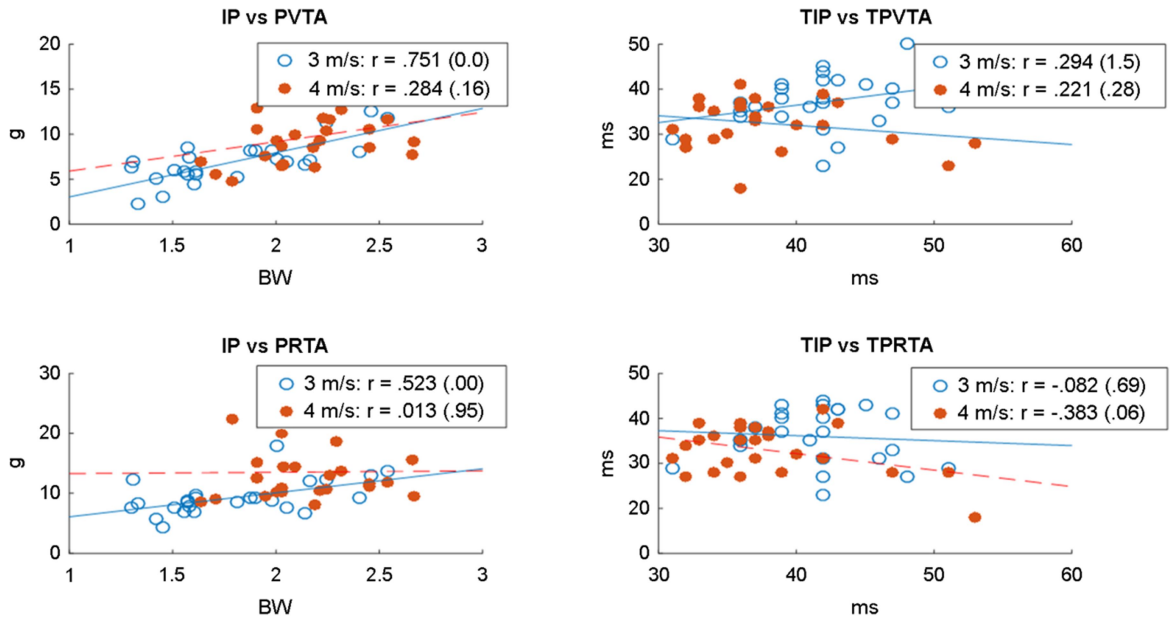

Figure 2. Correlation between impact peak (IP) and peak vertical (PVTA), and resultant tibia acceleration (PRTA) and between their times each running speed.

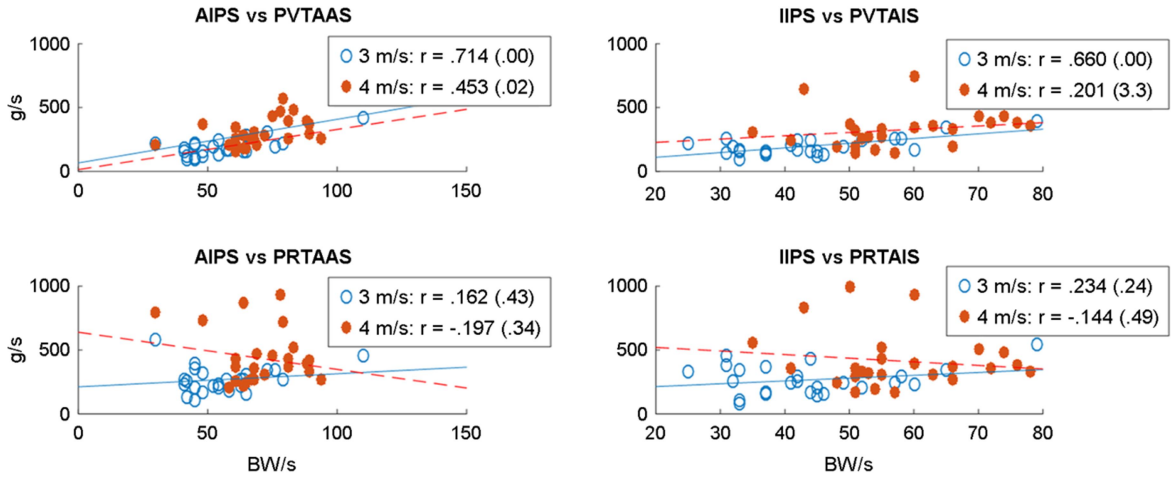

Figure 3. Correlation between average impact peak slope (AIPS) and peak vertical (PVTAAS), and resultant tibia acceleration average slope (PRTAAS), and between instantaneous impact peak slope (IIPS) and peak vertical (PVTAIS), and resultant tibia acceleration instantaneous slope (PRTAIS) at each running speed.

큰 값을 보였다(p<.05).

피크충격력(IP)과 피크경골수직가속도와의 상관관계는 비교적 느린 3 m/s 속도 달리기에서는 r=.751 (p<.00)의 높은 정도를 보였지만, 빠른 4 m/s 속도 달리기에서는 r=.284 (p>.05)로 유의한 상관관계를 보이지 않았다. 이들 피크 발생 시간 간 상관관계는 달리기 속도에 관계없이 유의한 관계를 보이지 않았다. 피크충격력(IP)과 피크합 경골가속도(PRTA)와의 상관관계는 3 m/s 달리기에서 r=.523 (p<.05)로 유의한 관계를 보였지만, 4 m/s 달리기에서는 유의한 상관관계를 보이지 않았다. 이들 피크가 발생한 시간들 간의 상관관계는 매우 낮아 유의한 관계를 보이지 않았다.

피크충격력평균기울기(AIPS)와 피크수직경골가속도평균기울기(PVTAAS)와의 상관관계는 3 m/s 달리기에서 r=.714 (p<.05)로 매우 높은 정도를 보였으나, 4 m/s 달리기에서는 r=.453 (p<.05)로 상대적으로 낮은 상관관계를 보였다. 그러나 피크충격력평균기울기(AIPS)와 피크합경골가속도평균기울기(PRTAAS)와의 관계는 통계적으로 유의한 관계 정도를 보이지 않았다. 피크충격력순간기울기(IIPS)와 피크수직경골가속도순간기울기(PVTAIS)와의 상관관계는 3 m/s 속도 달리기에서는 r=.660 (p<.05)로 유의한 상관관계를 보였지만, 4 m/s 달리기 속도에서

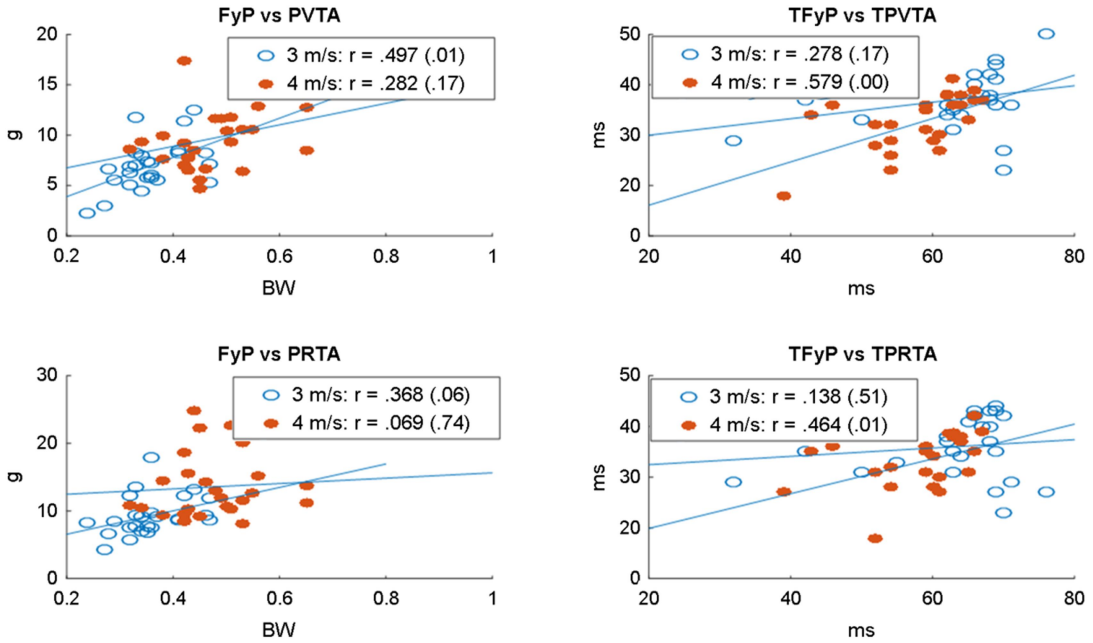

Figure 4. Correlation between posterior peak (FyP) and peak vertical (PVTA), and resultant tibial acceleration (PRTA) and between their times at each running speed.

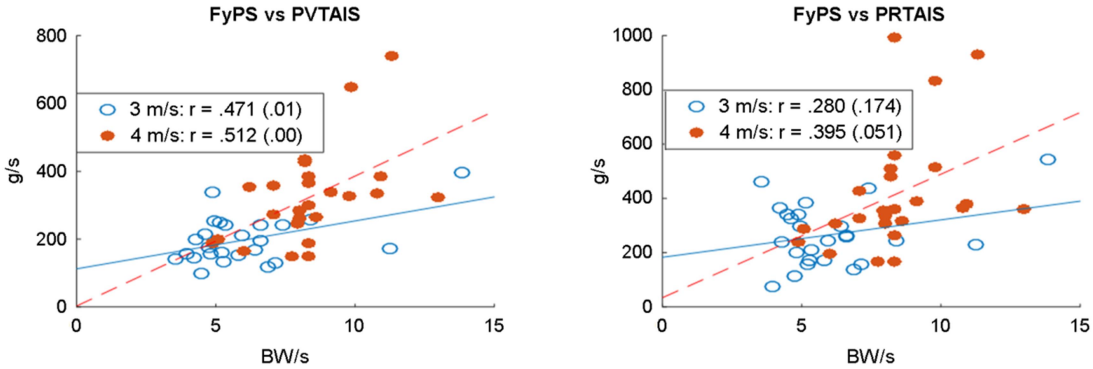

Figure 5. Correlation between posterior peak instantaneous slope (FyPS) and peak vertical (PVTAIS), and resultant tibia acceleration instantaneous slope (PRTAIS) at each running speed.

는 유의한 상관을 보이지 않았다. 한편 피크충격력순간기울기(IIPS)와 피크합경골가속도 순간기울기(PRTAIS)와의 관계 정도는 두 달리기 조건에서 유의한 값을 보이지 않았다.

피크후방전단력(FyP)과 피크수직경골가속도(PVTA)와의 관계 정도는 3 m/s 달리기 속도에서 r=.497 (p<.05)의 유의한 상관을 보였지만, 4 m/s 속도 달리기 조건에서는 유의한 관계 정도를 보이지 않았다. 이들 변인 간 발생한 시간들의 관계 정도는 3 m/s 달리기에서는 유의한 값을 보이지 않았으나, 4 m/s 달리기에서는 r=.579 (p<.05)로 유의한 관계 정도를 보였다. 피크후방전단력(FyP)과 피크합경골가속도(PVTA)와의 관계 정도는 두 달리기 속도에서 유의한 값을 보이지 않았다. 이들 변인 간 발생한 시간들의 상관관계는 피크후방전단력시간(TFyP)과 시간 피크수직경골가속도(TPVTA)와 유사하게 3 m/s 달리기 속도에서는 유의한 상관관계를 보이지 않았지만, 4 m/s에서는 r=.464 (p<.05)로 유의한 관계 정도를 보였다.

피크후방전단력순간기울기(FyPS)와 피크수직경골가속도순간기울기(PVTAIS)와의 상관관계는 3 m/s 속도 달리기에서 r=.471 (p<.01), 4 m/s 속도 달리기에서 r=.512 (p<.05)로 두 달리기 조건에서 유의한 상관 정도를 보였다. 그러나 피크후방전단력순간기울기(FyPS)와 피크합경골가속도순간기울기(PRTAIS)의 관계 정도는 두 달리기 조건에서 유의한 값을 보이지 않았다.

DISCUSSION

이 연구는 선호 달리기 속도를 기준으로 빠르고 느린 두 속도 달리기 조건에서 지면 반력 수직 성분과 전후 성분의 변인들과 경골 가속도 성분 변인들 간의 차이를 관찰했고, 이들 지면 반력 변인과 가속도 변인과의 관계 정도를 살펴보고자 했다.

본 연구 결과 3 m/s와 4 m/s의 두 속도 달리기 조건 간 지면 반력의 수직 성분인 피크충격력(IP), 피크충격력평균기울기(AIPS), 피크충격력순간기울기(IIPS)와 전후 성분인 피크후방전단력(FyP), 피크후방전단력 기울기(FyPS) 등 잠재적 부상을 판단하는 변인들은 유의하게 증가하는 경향을 보였다. 달리기 부상과 관련된 경골스트레스 골절은 발이 지면에 접촉하는 순간 수직 방향의 피크 충격력과 이들의 평균과 순간 기울기와 밀접한 관련성이 있는 것으로 알려졌다(Pepper, Akuthota & McCaarty, 2006). 이와 같은 선행 연구를 통해 볼 때 달리기 속도가 증가하면 경골 피로 골절의 잠재적 유발 가능성은 더욱 클 것으로 판단된다. 또한 본 연구 결과 하지 경골 가속도 성분인 피크 수직 및 합경골 가속도, 피크 수직 및 합경골 가속도 평균 기울기, 피크 수직 및 합경골 가속도 순간 기울기 등에서도 달리기 속도가 빠르면 큰 값을 보였다. 선행 연구에 의하면 달리기 속도에 따라 3축 경골 가속도 성분 별 크기는 달라지는 것으로 알려졌지만(Lafortune, 1991), 본 연구에서는 3축 가속도 장비를 경골 운동 방향 축 좌표 프레임에 완전하게 일치시키는 것은 불가능하다고 판단해 합경골 가속도와 수직 가속도 크기만을 활용했다(Sheerin et al., 2017). 이런 연유로 선행 연구와 성분 별 비교하는 것은 한계가 있지만, 수직 및 합 경골 가속도 크기는 달리기 속도 증가에 따라 증가한다는 본 연구 결과는 선행 연구 결과와 일치했다(Lafortune, 1991).

피크 수직 경골 가속도는 경골 피로 골절을 가진 여성 주자를 부상자 경험이 없는 여성 주자들과 구별하는 많은 생체역학적 요인 중에 하나로 보고되고 있으며, 이 피크 수직 경골 가속이 1 g 증가함에 따라 경골 피로 골절 가능성은 1.4배로 증가한다고 알려졌다(Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill & Davis, 2008). Davis, Milner & Hamill (2004)들은 경골 스트레스 골절 혹은 경골 스트레스 반응 유발자들은 경골의 가속도 크기가 대조군보다 컸다고 주장했다. 또한 후향적 연구를 통해 스트레스 골절을 입은 자들은 경골의 높은 평균 피크 가속도를 가지고 있으며, 이들 대상자들은 또한 높은 평균과 순간 기울기를 가졌다고 보고했다. 이와 같이 피크 수직 경골 가속도는 달리기 부상과 관련된 파라메타라는 것을 인지해 볼 때(Sheerin, Reid & Besier, 2019), 본 연구 결과 피크 수직 경골 가속도가 큰 4 m/s 속도 달리기는 상대적으로 경골의 스트레스 골절 유발 가능성이 클 것으로 유추해 볼 수 있다. 가속도 크기뿐만 아니라 가속도 파형의 기울기도 적은 속도 달리기 조건보다 빠른 속도 달리기 조건에서 큰 값을 보였다. 가속도 기울기는 근본적인 구조의 부하율 수단을 제공한다. 이들 부하율의 증가는 충격 쇼크가 신체로 이동함에 따라 뻣뻣한 경로의 결과가 되어 골절의 위험을 증가시킬 것으로 판단해 볼 때(Milner, Ferber, Pollard, Hamill & Davis, 2008), 달리기 속도는 경골 피로 골절의 또 다른 부상의 잠재적 예측자로 볼 수 있다(Davis et al., 2004).

본 연구 결과 피크충격력(IP)과 피크 경골 수직 가속도와의 상관관계는 비교적 느린 3 m/s 달리기에서는 높은 상관관계가 보였지만, 빠른 4 m/s 달리기에서는 유의한 상관관계를 보이지 않았다. 역시 피크 충격력과 피크 합경골 가속도와의 상관관계는 3 m/s 달리기에서 유의한 관계를 보였지만, 4 m/s 달리기에서는 유의한 상관관계를 보이지 않았다. 분절에 장착된 가속도계를 통해 경골 가속도를 측정하는 것은 일반적으로 뉴턴의 제 2법칙에 따라 경골에 경험하는 충격력에 대한 대용 값으로 사용된다(Norris, Anderson & Kenny, 2014; Mathie, Coster, Lovell & Celler, 2004).

Hennig & Lafortune (1991)은 달리기 시 피크 수직 경골 가속도와 수직 피크 충격력와의 상관관계는 0.7~0.85, 부하율과는 0.87~0.99의 높은 상관관계가 있다고 보고했으며, Elvin, Elvin & Arnoczky (2007)는 점프 시 피크 지면 반력과 피크 경골 가속도와의 상관관계는 0.81의 높은 관계가 있다고 주장했다. 본 연구에서 대상자의 평균 선호 속도보다 느린 3 m/s 속

도 달리기에서는 유의한 상관관계를 보였으나, 빠른 4 m/s 속도 달리기에서는 낮은 상관관계를 보인 것은 피크 충격력 증가에 비해 피크 경골 가속도 증가가 상대적으로 둔화되어 나타나는 현상으로 추정된다. 이런 현상은 Mercer et al. (2002)이 주장한 최대 달리기 속도의 50과 60%에서는 수직 경골 가속도 크기의 변화는 둔화된다는 연구 결과와 연관성이 있지 않나 추측된다. 따라서 피크 충격력을 통한 피크 경골 가속도 혹은 반대로 피크 경골 가속도를 통한 피크 충격력을 평가할 때는 달리기 속도를 고려해 신중하게 판단해야할 필요성이 요구된다. 3 m/s 속도 달리기에서 피크 충격력과 피크 수직 경골 가속도와 상관이 피크 충격력과 피크 합경골 가속도와의 관계보다 높게 나타난 것은 Hennig & Lafortune (1991)이 주장한 달리기 속도에 따라 경골 가속도 성분들의 변화 추이는 다르다는 내용의 결과에 따른 것으로 보여 진다.

피크충격력평균기울기(AIPS)와 피크수직경골가속도평균기울기(PVTAAS)와의 상관관계는 3 m/s 속도 달리기에서 매우 높은 관계 정도를 보인 반면 4 m/s 속도 달리기에서는 약간의 상관관계를 보였다. 이런 추이는 피크 충격력과 피크 수직 경골 가속도와의 관계와 비슷한 패턴을 보였다. 따라서 피크 충격 평균 기울기와 피크 수직 경골 가속도 평균 기울기와는 선호 속도 달리기보다 낮은 속도 달리기에서는 상호 대용 수단으로 활용해도 무관할 것으로 보이나, 비교적 빠른 속도 달리기에서는 보다 신중한 판단이 필요할 것으로 보인다. 본 연구 결과 피크충격력평균기울기(AIPS)와 피크합경골가속도평균기울기(PRTAAS)와의 관계 정도가 낮은 것으로 보아 피크 충격력 평균 기울기는 단지 피크 수직 경골 가속도와의 관계 정도를 살펴보아야 할 것으로 판단된다.

피크충격력순간기울기(IIPS)와 피크수직경골가속도순간기울기(PVTAIS)와의 상관관계는 3 m/s 속도 달리기에서는 유의한 상관관계를 보였지만, 4 m/s 속도 달리기에서는 유의한 상관을 보이지 않았다. 한편 피크충격력순간기울기(IIPS)와 피크합경골가속도순간기울기(PRTAIS)와의 관계 정도는 두 달리기 조건에서 유의한 값을 보이지 않았다. 보다 실증적인 결과를 도출하기 위해서는 다양한 속도 달리기를 통해 판단해야겠지만, 본 연구 결과로 볼 때 달리기 속도를 고려한 상황에서는 충격력과 경골 가속도의 평균 기울기가 순간 기울기보다 상호 대용성이 크다고 판단된다.

달리기 시 전후 지면 반력은 발의 종축에 따라 부과되어 거골하 관절을 통해 경골의 장축으로 전이해 경골에 부하로 작용한다(Lafortune & Hennig, 1991). 이런 이유로 피크 후방 전단력은 피크 경골 가속도의 유의미한 예측자로 알려졌다. 피크후방전단력(FyP)과 피크수직경골가속도(PVTA)와의 관계 정도를 살펴본 본 연구에서는 3 m/s 속도 달리기에서 유의한 상관을 보였지만, 4 m/s 속도 달리기 조건에서는 유의한 관계 정도를 보이지 않았다. 이와 같은 결과는 앞서 살펴보았던 피크 충격력과 피크 경골 가속도와의 관계와 동일한 결과를 보였다. 이는 달리기 속도에 따라 피크후방전단력(FyP)의 증가 폭이 피크 경골 가속도의 증가 폭보다 상대적으로 크기 때문인 것으로 보여 진다. 본 연구 결과 피크후방전단력순간기울기(FyPS)와 피크수직경골가속도순간기울기(PVTAIS)와 상관관계는 3 m/s 속도 달리기와 4 m/s 속도 달리기 두 조건에서 유의한 상관 정도를 보였다. 이와 같은 결과는 전단 부하율과 피크수직경골가속도와의 관계는 유의한 상관이 있다는 선행 연구와 일치하지만(Lafortune & Hennig, 1991), 이 또한 다양한 속도 달리기에서 실증적 연구가 필요한 분야라 보여 진다. 본 연구 결과 피크후방전단력순간기울기(FyPS)와 피크합경골가속도순간기울기(PRTAIS)의 관계 정도는 두 달리기 조건에서 유의한 값을 보이지 않았다. 이는 앞서 언급한 바와 같이 전후 운동 방향에서 얻어진 전단력은 3방향에서 얻은 경골 가속도를 대변할 수 없다는 것을 방증한 결과라 보여 진다. 향후 3축 가속도 장착을 경골의 운동 방향 좌표 프레임에 완전하게 일치시키는 방안이 강구된다면, 전후 방향의 전단력과 전후경골가속도와의 관계를 구체적으로 살펴볼 필요성이 있다. 특히 비교적 빠른 달리기 속도에서는 수직 경골 가속도보다 큰 전후 가속도가 발생하므로(Lafortune, 1991) 이들의 피크, 기울기 등을 분석해 전단력과 충격력을 예측해 달리기로 인한 잠재적 상해를 진단하고 판단하는 연구의 필요성이 요구된다.

CONCLUSION

본 연구는 달리기 속도 간 지면 반력의 충격력 및 전후 전단력 성분들과 경골가 속도 성분들의 차이를 비교했으며, 또한 이들의 관계 정도를 규명하고자 했다. 연구 결과에 기초해 다음과 같은 결론을 얻었다.

달리기 시 발생하는 충격력과 충격 쇼크로부터 잠재적 부상을 예방하기 위해서는 비교적 빠른 속도 달리기에서 적당한 운동 시간, 충분한 휴식 등을 고려할 필요성이 요구되며, 특히 해부학 및 운동학적으로 비정상적인 주자들은 상대적으로 빠른 속도 달리기에서 부상에 더 주의가 필요할 것으로 판단된다. 또한 빠른 달리기 조건에서 지면 반력의 수직과 전후 성분들을 통해 경골 가속도 성분을 평가하거나 반대로 경골 가속도 성분을 통해 지면 반력 성분들을 평가하는 것은 신중할 필요성이 요구된다.

향후 본 연구와 관련된 연구를 수행하기 위해서는 충분한 대상자 확보와 다양한 달리기 속도를 고려한 실증적 연구를 통해 연구 결과의 신뢰성과 일반화를 제고할 필요성을 제언하고자 한다.

REFERENCES

Andriacchi, T. P., Ogle, J. A. & Galante, J. O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, *10*, 261-268.

Bobbert, M. F., Schamhardt, H. C. & Nigg, B. M. (1991). Calculation of vertical ground reaction force estimates during from positional data. *Journal of Biomechanics*, *24*, 1095-1105.

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

Cavanagh, P. R., Valiant, G. A. & Miserich, K. W. (1984). *Biological aspects of modelling shoe/foot interactions during running*. In: Frederick E. C., Editor. Sports shoes and playing surfaces. Champaign, Illinois: Human Kinetics: 24-46.

Davis, I., Milner, C. & Hamill, J. (2004). Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*, s58 supplement.

Derrick, T. R. (2004). The effects of knee contact angle on impact forces and accelerations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *36*, 832-837.

Derrick, T. R., Dereu, D. & McLean, S. P. (2002). Impacts and kine matic adjustments during an exhaustive run, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *34*, 998-1002.

Derrick, T. R., Hamill, J. & Caldwell, G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*, 128-135.

Duquette, A. M. & Andrews, D. M. (2010). Comparing methods of quantifying tibial acceleration slope. *Journal of Applied Biomechanics*, *2*, 229-233.

Edwards, W. B., Derrick, T. R. & Hamill, J. (2012). Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *Journal of Applied Biomechanics*, *28*, 502-510.

Elvin, N. G., Elvin, A. A. & Arnoczky, S. P. (2007). Correlation between ground reaction force and tibial acceleration in vertical jumping. *Journal of Applied Biomechanics*, *23*(3), 180-189.

Flynn, J. M., Holmes, J. D. & Andrews, D. M. (2004). The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration, *Clinical Biomechanics*, *19*, 726-732.

Frederick, E. C., Hagy, J. L. & Mann, R. A. (1981). The prediction of the vertical impact force during running [Abstract]. *Journal of Biomechanics*, *14*, 498.

Glauberman, M. D. & Cavanagh, P. R. (2014). Rearfoot strikers have smaller resultant tibial accelerations at foot contact than non-rearfoot strikers*, Journal of Foot Ankle Research*, *7*, A93.

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

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

Holmes, M. & Andrews, D. M. (2006). The effect of leg muscle activation state and localized muscle fatigue on tibial response during impact, *Journal of Applied Biomechanics*, *22*, 275-284.

Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running, *Journal of Biomechanics*, *24*, 877-886.

Lafortune, M. A. & Hennig, E. (1991). Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*, 360-363.

Lake, M. J. (2000). Determining the protective function of sports footwear, *Ergonomics*, *43*, 1610-1621.

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*, 153-168.

Light, L. H., McLellan, G. E. & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics*, *13*, 477-480.

Mathie, M. J., Coster, A. C. F., Lovell, N. H. & Celler, B. G. (2004). Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiological Measurement*, *25*, R1-R20.

Mercer, J., Vance, J., Hreljac, A. & Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities, European. *Journal of Applied Physiology*, *87*, 403-408.

Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J. & Davis, I. S. (2008). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners.*Medicine and Science in Sports and Exercise*, *38*, 323-328.

Munro, C. F., Miller, D. I. & Fuglevand, A. J. (1987). Ground reaction forces in running: Areexamination. *Journal of Biomechanics*, *20*, 147-155.

Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M. & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, *20*, 951-959.

Norris, M., Anderson, R. & Kenny, I. C. (2014). Method analysis of accelerometers and gyroscopes in running gait: a systematic review. Proceedings of the institution of mechanical engineers, Part. P: *Journal of Sports Engineering Technology*, *228*, 3-15.

Park, S. K., Ryu, S. H., Kim, J. B., Yoon, S. H. & Ryu, J. S. (2019) Complexity Comparison of Center of Pressure between Fallers and Non-fallers during Gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *29*(2), 113-119.

Park, S. K., Koo, S. B., Yoon, S. H., Park, S. H., Kim, Y. C. & Ryu, J. S. (2018). Gender Differences in Ground Reaction Force Components. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *28*(2), 101-108.

Pepper, M., Akuthota, V. & McCaarty, E. C. (2006). The pathophysiology of stresss fractures, *Clinics in Sports Medicine*, *25*, 1-16.

Pohl, M. B., Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, *41*, 1160-1165.

Ryu, J. S. & Park, S. K. (2018). Relationship between the Impact Peak Force and Lower Extremity Kinematics during treadmill running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *28*(3), 159-164.

Sheerin, K. R., Besier T. H., Reid, D. & Hume, P. A. (2017). The one-week and six-month reliability and variability of three-dimensional tibial acceleration in runners. *Sports Biomechanics*, *17*(4),1-10.

Sheerin, K. R., Reid, D. & Besier, T. F. (2019). The measurement of tibial acceleration in runners- A review of the factors that can affect tibial acceleration during and evidence-based guidelines for its use. *Gait & Posture*, *67*, 12-24.

Shorten, M. R. & Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock During Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, *8*, 288-304.

Sinclair, J., Fau-Goodwin, J., Richards, J. & Shore, H. (2016). The influence of minimalist and maximalist footwear on the kinetics and kinematics of running, *Footwear Science*, *8*, 33-39.

Wosk, J. & Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, *14*, 261-267.

Zadpoor, A. A. & Nikooyan, A. A. (2012). The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: a meta-analysis, *Journal of Engineering in Medicine*, *226*, 579-588.