KJSB Korean Journal of Sport Biomechanics 2020; 30(3): 197-204
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2020.30.3.197
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

The Effect of Increased Running Speed on the Magnitude of Impact Shock Attenuation during Ground Contact

착지 시 달리기 속도 증가가 충격 쇼크 흡수에 미치는 영향

Jiseon 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

Received : 25 August 2020
Revised : 07 September 2020
Accepted : 22 September 2020

Corresponding Author
Jiseon Ryu
Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, 1239, Yangjae, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Tel : +82-2-410-6822
Fax : +82-2-418-1877
Email : jiseon@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to investigate the effect of increased running speed on the magnitude of impact shock attenuation in high frequency (9~20 Hz) at support phase on the treadmill running.

Method: Twenty-four healthy male heel-toe runners participated in this study. Average age, height, mass, and preference running speed were 23.43±3.78 years, 176.44±3.38 cm, 71.05±9.04 kg, and 3.0±0.5 m/s, respectively. Three triaxial accelerometer (Noraxon, USA) were mounted to the tuberosity of tibia, PSIS (postero-superior iliac spine), and forehead to collect acceleration signals, respectively. Accelerations were collected for 20 strides at 1,000 Hz during treadmill (Bertec, USA) running at speed of 2.5, 3.0, 3.5, and 4.0 m/s. Power Spectrum Density (PSD) of three acceleration signals was calculated to use in transfer function describing the gain and attenuation of impact shock between the tibia and PSIS, and forehead. One-way ANOVA were performed to compare magnitude of shock attenuation between and within running speeds. The alpha level for all statistical tests was .05.

Results: No significant differences resulted for magnitude of the vertical and resultant impact shock attenuation between the tibia and PSIS, and forehead between running speeds. However, significant differences within running speed were found in magnitude of the vertical shock attenuation between tibia and PSIS, tibia and forehead at speed of 2.5, 3.0 m/s, respectively.

Conclusion: In conclusion, it might be conjectured that muscles covering the knee and ankle joints and shoe's heel pad need to strengthen to keep the lower extremities from injuries by impact shock at relatively fast running speed that faster than preferred running speed.

Keywords: Increased running speed, Accelerometer, Impact shock, PSD (power spectrum density), Shock attenuation transfer function

INTRODUCTION

달리기 시 발 분절은 지면에 충돌할 때 발생하는 반력에 의해 빠르게 감속된다(Whittle, 1999). 이로 인해 신체는 압력과 충격 쇼크를 경험한다. 쇼크 파는 하지의 분절과 관절을 가로질러 척추를 경유해 머리까지 전달된다(Lake, 2000; Derrick, 2004; Sheerin, Besier, Reid & Hume, 2017). 달리기 시 발생하는 쇼크 파는 수의적인 다리 운동의 결과인 저주파 성분과 지면 접촉 시 하지의 빠른 감속의 결과인 고주파 성분이 포함된다(Shorten & Winslow, 1992; Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014).

고주파 성분은 뼈의 재형성과 하지 뼈에 부하를 제공해 훈

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.

련 효과를 상승시키는 긍정적인 효과도 있지만, 반복적인 쇼크 파형은 만성적인 과다 사용으로 인해 척추, 엉덩 관절, 무릎 관절의 퇴행성 질환 발생에 영향을 미치는 것으로 알려졌다(Simon, Radin & Paul, 1972; James and Jones, 1990; Milgrom et al., 1992). 이런 연유로 인간 이동 운동 시 발생하는 충격 쇼크 파형 분석은 신체의 병리 특성을 판단하는데 활용된다(Voloshin, Burger, Wosk & Arcan, 1985).

발 분절에서 출발해 머리까지 전달된 쇼크 파는 흡수과정을 거치기 때문에 크기가 감소한다(Derrick, Hamill & Caldwell, 1998; Mercer, Vance, Hreljac & Hamill, 2002). 달리기 시 충격 쇼크 파로부터 골격의 피해를 최소화하기 위해 쇼크 파는 가능한 한 많이 흡수되어야 하는데, 흡수는 수동적이고 능동적인 상호 작용에 의해 이루어진다(Mizrahi, Verbitsky & Isakov, 2001; Zadpoor & Nikooyan, 2012). 수동적인 흡수는 근, 연 조직, 운동화 힐 패드(heel pad) 등에 의해 이루어지며, 능동적인 흡수는 신체 운동학의 조절에 의해 이루어진다(Holmes & Andrews, 2006).

달리기 속도 증가는 경골에서 충격 쇼크를 증가시키는 것으로 알려졌다(Derrick et al., 1998). 충격 쇼크가 신체로 올라감에 따라 국부적 분절 피크 가속도 또한 연속적으로 일어난다. 분절들의 가속도는 분절들의 기하학적 형태, 근 장력에 따른 관절의 강성, 분절 변형, 분절 질량, 분절 관성 모멘트에 의해 좌우된다(Derrick, 2004). 신체는 증가된 쇼크 크기에 반응해 쇼크 흡수를 증가시키는 것으로 알려졌지만(Shorten & Winslow, 1992; Hamill, Derrick & Holt, 1995), 그 동안 달리기 속도 증가에 따라 신체 분절에서 충격 쇼크 파의 흡수 변화를 관찰한 연구 수행은 미진한 편이다. 역학적으로 부하가 가중되는 달리기 속도 증가 상태(Belli, Kyrolainen & Komi, 2002)에서 신체 분절의 충격 쇼크 파 흡수 용량과 정도를 살펴보는 것은 달리기 시 충격 쇼크 파로부터 발생할 수 있는 잠재적 부상 가능성을 예측하고, 쇼크를 흡수하는데 큰 잠재력을 갖고 있는 근과 신체 운동학 등의 역량을 판단하는데 필요한 연구라 할 수 있다(Nigg & Anton, 1995).

그 동안 몇몇 연구자들은 달리기 시 충격 쇼크 파가 머리 분절에 도달할 때까지 흡수 양상을 분석했다. Derrick et al. (1998)은 고정된 속도 달리기 시 스트라이드(stride) 길이와 스트라이드 율의 증감에 따라 쇼크 흡수가 달라진다고 보고했다. 즉 달리기 시 쇼크 흡수는 스트라이드 율이 감소됨과 동시에 스트라이드 길이가 증가함에 따라 증가한다고 주장했다. Mizrahi, Verbitsky & Isakov (2000)은 평지 달리기에서 경골과 천골 사이의 피크 흡수는 증가했으나. 내리막 달리기에서는 반대의 현상을 보였다고 주장해 달리기 경사면은 충격 쇼크 흡수에 영향을 주는 외적 요인이라 지적했다.

또한 Mercer et al. (2002)은 달리기 시 쇼크 흡수는 속도에 걸쳐 스트라이드 길이와 높은 상관이 있으나, 스트라이드 율과는 적당한 관계를 보였다고 주장했다. 쇼크 흡수는 달리기 속도와 스트라이드 길이에 의해 주로 특징화된 달리기 운동학 변화에 따라 선형적으로 증가한다고 주장했다. Gruber et al. (2014)들은 후족과 전족 달리기 패턴 사이에 충격 쇼크의 주파수 성분과 이 흡수 사이에 차이가 있는가를 조사한 연구에서 후족 달리기는 전족 달리기에 비해 고주파 영역(9~20 Hz)에서 경골 가속도 피크와 신호 파워가 크다고 주장했다. 또한 후족 달리기는 전족 달리기에 비해 보다 큰 양의 피크 가속도 때문에 고주파 범위에서 보다 큰 경골 가속도 파워를 보였다고 보고했다. 그 밖에 Ryu & Lim (2015)은 달리기 시 정상 발과 편평 발 간의 충격 쇼크의 흡수 차를 비교 관찰한 연구에서 저주파 흡수의 경우는 두 집단 간 유의한 차이를 보이지 않았지만, 고주파 흡수 크기의 경우 편평 발 집단이 정상 발 집단보다 유의하게 크다고 보고했다. Park, Yoon & Ryu (2016)들은 평지 달리기와 내리막 달리기의 충격 쇼크 고주파 흡수 크기와 하지 관절의 굴신 동작과의 관계 정도를 규명한 연구에서 충격 쇼크의 고주파 흡수 크기는 무릎의 굴신 동작이 클수록 증가했다고 보고했다. 발목 관절의 굴신 동작 크기와 충격 흡수 크기와는 평지와 내리막 7도 경사 달리기에서는 별다른 상관이 없었으나, 내리막 경사도가 큰 15도에서는 상관관계가 높았다고 주장했다.

이상과 같이 달리기 시 발생하는 충격 쇼크파의 흡수를 지면 기울기, 착지 유형, 신체 운동학적 특성, 발 분절 유형 등 다양한 조건에서 규명되고 있지만, 앞서 언급한 바와 같이 달리기 속도 증가에 따른 충격 쇼크 흡수에 대한 변화를 관찰한 연구는 부족한 편이다.

이에 본 연구는 달리기 속도 변화에 따라 신체의 충격 쇼크 흡수 양상이 어떠한 차이를 보이는가를 규명하는데 그 목적을 두었다. 연구 목적을 이루기 위해 다음 내용들에 대해 특별히 관심을 가졌다. 첫째, 달리기 시 경골, 후상장골극, 머리 분절에서 3축 가속도 신호를 수집해 이들의 PSD (power spectrum density) 값을 산출했다. 둘째, 경골과 장골 사이의 충격 쇼크 고주파 흡수와 경골과 머리 사이의 충격 쇼크 고주파 흡수 정도를 살펴봤다.

METHODS

1. 대상자

본 연구에 참여한 대상자들은 남자 24명이며, 이들의 평균 나이는 23.43±3.78 years, 평균 신장은 1.76±0.33 m, 평균 신체 질량은 71.05±9.04 kg, 선호 달리기 속도는 3.0±0.5 m/s이다. 모든 대상자들은 평소에 달리기를 즐겨 행하는 자들로 실험 참여 전 6개월 동안 하지에 부상을 입은 경험이 없는 자 들이다. 모든 대상자은 실험의 동일성을 확보하기 위해 같은 유형

의 운동화가 제공되었다(FILA RGB Flex#DDD5C7).

2. 자료 수집

자료 수집에 앞서 각 대상자들에게 질량이 8.59 g인 3축 가속도계(Noraxon, USA) 3개를 오른발 내측 복사뼈로부터 약 8 cm 위 경골 조면, 후상장골극(PSIS: postero-superior illiac spine), 이마 중앙의 3부위에 테이프를 이용해 부착한 후(Sinclair, Fau-Goodwin, Richards, & Shore, 2016) 피부 조직의 흔들림 영향을 감소시키기 위해 탄력성이 있는 밴드를 사용해 고정했다(Flynn, Holmes & Andrews, 2004; Holmes & Andrews, 2006). 이들 가속도계의 축 방향 설정은 좌우, 전후 2축은 고려하지 않고, 우선적으로 수직 축을 고려했다. 직립 상태에서 각각 경골, 척추, 머리의 장 축 방향과 가속계의 수직 축과 일치시켰다. 신체에 가속도계를 부착한 후 대상자 들은 3차원 압력판이 장착된 트레드밀(treadmill) (Bertec, USA) 달리기를 수행했다. 2.5, 3.0, 3.5, 4.0 m/s의 달리기 속도에서 3채널 당 샘플 율 1,000 Hz로 수직, 전후, 좌우 3방향의 가속도를 수집했다. 3부위에 부착한 가속도계는 중력의 곱으로 가속도 크기를 계산했으며(9.81 m/s/s=1 g), 스트라이드 변경 등 부자연스러운 동작 방지 차원에서 대상자가 인지하지 못한 상태에서 대상자 별 최소 20 스트라이드에 대해 달리기 속도 별로 무작위로 수집되었다. 지지국면을 구분하기 위한 수직 지면 반력은 트레드밀에 장착된 압력 판으로부터 초당 1,000 Hz로 수집했다.

3. 자료 분석

수집된 가속도 신호는 수직 지면 반력 값에 기초해 10 N 이상을 힐 스트라이크로 10 N 이하를 이지 순간으로 간주해 지지국면을 구분한 다음, 이들 신호의 크기에 힐 스트라이크 순간부터 10 프레임까지의 신호 크기의 평균값을 빼서 신호의 직류 성분을 제거했다(Ryu & Lim, 2015). 그런 다음 신호의 잡음을 제거하기 위해 저역 통과 Butterworth 4차 필터 방법을 이용해 필터링 처리했다. 이 때 차단 주파수는 PSD (power spectrum density)의 누적율이 99.9% 때의 주파수를 채택했다(Park et al., 2016). 차단 주파수를 찾기 위한 PSD와 실제 신호의 PSD 값 산출은 Welch 방법(Welch, 1967)을 활용했다. PSD 산출 시 zero-padding은 1024까지 적용되었으며, window는 rectangular window 함수를 활용했다(Park & Ryu, 2020). 수직 방향의 가속도와 수직, 좌우, 전후 3 방향 합 가속도 신호에 대해 경골과 후상장골극 사이와 경골과 머리 사이 충격 쇼크 고주파 9~20 Hz의 전달 정도를 파악하기 위해 다음 전환 함수(transfer function)는 이용되었다(Edwards, Derrick & Hamill, 2012; Ryu & Lim, 2015).

$$TF1 = 10\log\left(PSD_P / PSD_T\right)$$

$$TF2 = 10\log\left(PSD_H / PSD_T\right)$$

PSD_T와 PSD_P는 경골과 후상장골극에 대한 PSD 함수를 PSD_H는 머리에 대한 PSD 함수를 나타낸다. 전이 함수는 데시벨(decibel)로 나타났으며, 전환 함수가 양의 값을 나타내면 신호의 세기가 증가를 보인 것이고, 음의 값을 보인 것은 신호 세기가 흡수된 것을 의미한다(Derrick et al., 1998). 충격 흡수 크기는 설정된 고주파수 범위 내 전이 함수 결과를 적분해 정량화 했으며, 모든 값은 수집된 20 스트라이드 중에 2와 10번째 스트라이드에 대해 대상자 별로 산출한 후 평균했다.

4. 자료 처리

달리기 속도에 따라 경골에서 후상장골극, 경골에서 머리까지 충격 쇼크의 흡수 정도를 살펴보기 위해 수직 성분의 PSD와 합 성분 PSD의 평균 전환 함수 크기의 평균값에 대해 One-way ANOVA 검증을 적용해 속도 간(between), 속도 내(within) 차이를 검증했다. 이 때 유의수준 임계치는 α=.05로 설정했다.

RESULTS

(Figure 1-2)은 대상자 한 명에 대한 시간 함수에 따른 수직과 합 가속도 성분의 크기와 이들의 주파수 함수에 대한 PSD 값을 나타내고 있으며, (Figure 3)은 신체 위치 별 충격 쇼크 흡수 크기를 나타내고 있다. 또한 (Table 1)과 (Figure 4-5)는 달리기 속도 간(between), (Table 2)와 (Figure 6-7)는 달리기 속도 내(within) 수직과 합 충격 쇼크 흡수 크기의 신체 위치 별 차이를 나타낸다.

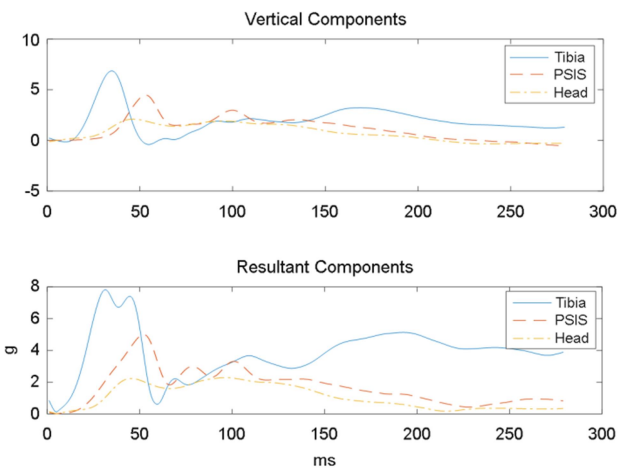

Figure 1. Example of vertical and resultant components of acceleration for an individual in 2.5 km/s running speed.

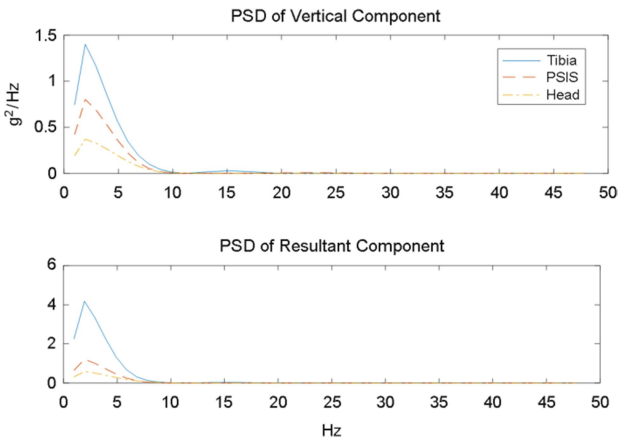

Figure 2. Example of PSD of vertical and resultant components of acceleration for an individual in 2.5 km/s running speed.

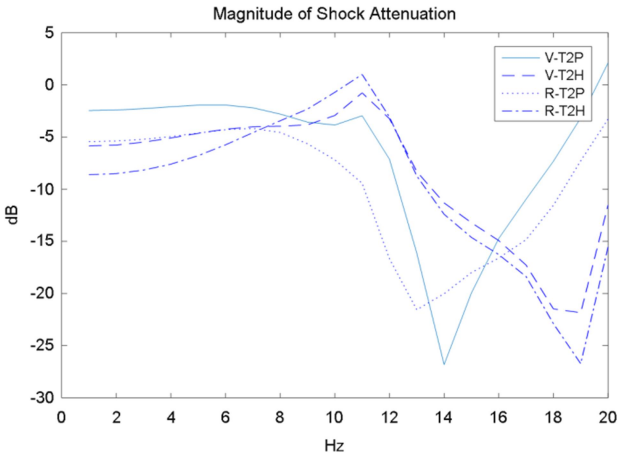

Figure 3. Example of shock attenuation of vertical and resultant components of acceleration for an individual in 2.5 km/s running speed. (Note) V-T2P=tibia to PSIS in vertical component, V-T2H=tibia to head in vertical component, R-T2P=tibia to PSIS in resultant components, R-T2H=tibia to head in resultant components.

분석 결과에 의하면, 달리기 시 선정된 속도 간(between) 수직 충격 쇼크의 흡수 크기는 경골에서 후상장골극까지 달리기 속도 증가에 따라 비례적으로 증가했지만, 통계적으로 유의

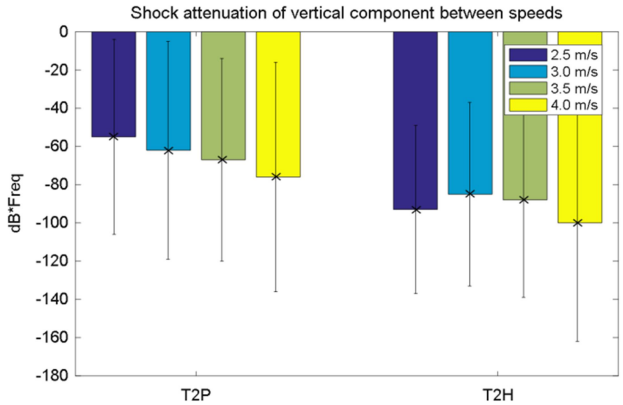

Figure 4. Magnitude of shock attenuation of vertical component between running speeds each body position.

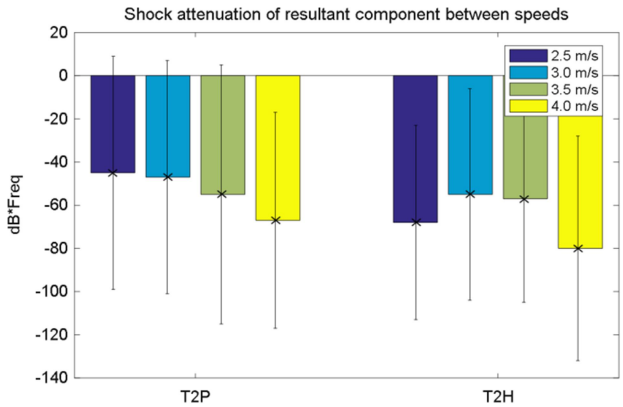

Figure 5. Magnitude of shock attenuation of resultant component between running speeds each body position.

Table 1. Magnitude of shock attenuation between running speeds each body position

Division speed	Tibia to PSIS		Tibia to head	
	Vertical Comp	Resultant Comp	Vertical Comp	Resultant Comp
2.5 m/s	-55±51	-45±54	-93±44	-68±45
3.0 m/s	-62±57	-47±54	-85±48	-55±49
3.5 m/s	-67±53	-55±60	-88±51	-57±48
4.0 m/s	-76±60	-67±50	-100±62	-80±52
F-values (*p*)	1.21 (.3058)	.74 (.5287)	1.64 (.1823)	2.52 (.059)

Table 2. Magnitude of Shock attenuation within running speeds each body position

Division speed	Vertical Com			Resultant Comp		
	T2P	T2H	*F* (*p*)	T2P	T2H	*F* (*p*)
2.5 m/s	-55±51	-93±44	15.4 (.0002)	-45±4	-68±45	2.91 (.0914)
3.0 m/s	-62±57	-85±48	4.57 (.035)	-47±54	-55±49	.59 (.4459)
3.5 m/s	-67±53	-88±51	3.64 (.0595)	-55±60	-57±48	.02 (.8865)
4.0 m/s	-76±60	-100±62	3.64 (.0596)	-67±50	-80±52	1.42 (.2359)

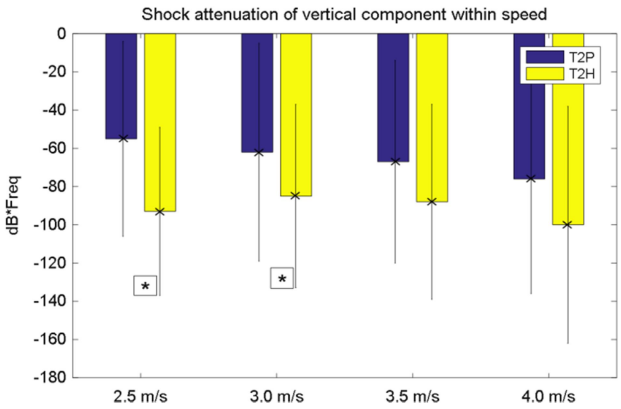

Figure 6. Magnitude of shock attenuation in vertical component within running speeds each body position.

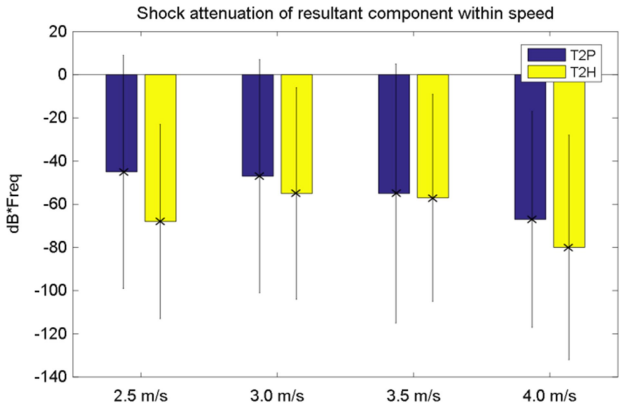

Figure 7. Magnitude of shock attenuation in resultant component within running speeds each body position.

한 차이는 확인되지 않았다. 또한 경골에서 머리까지 달리기 속도에 따라 전반적으로 증가하는 경향을 보였지만, 역시 유의한 차이는 확인되지 않았다. 수직, 전후, 좌우 방향의 합 충격 쇼크의 흡수 크기는 경골에서 후상장골극까지와 경골에서 머리까지 두 신체 위치 범위에서 또한 달리기 속도 증가에 따라 증가했지만 수직 성분의 쇼크 흡수 크기와 같이 달리기 속도 간 유의한 차이는 보이지 않았다.

달리기 시 선정된 속도 내(within) 경골에서 후상장골극까지와 경골에서 머리까지의 충격 쇼크 흡수 크기를 비교한 결과 수직 성분의 경우 2.5 m/s 달리기 속도에서는 경골에서 머리까지 흡수된 크기는 경골에서 후상장골극까지 흡수된 크기보다 평균 41% 더 흡수되어 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 즉 경골에서 머리까지 흡수된 충격 쇼크 비율은 경골에서 후상장골극에서 59% 흡수되고, 후상장골극에서 머리까지 평균 41% 정도 흡수되었다. 3.0 m/s 달리기 속도에서 또한 경골에서 머리까지 흡수된 크기는 경골에서 후상장골극까지 흡수된 크기보다 평균 27% 더 흡수되어 유의한 차이를 보였다($p<.05$). 즉 경골에서 후상장골극까지 평균 73% 흡수되고, 후상장골극에서 머리까지 평균 27% 흡수되었다. 그러나 3.5와 4.0 m/s 달리기 속도에서는 경골에서 후상장골극까지인 하체에서의 흡수율이 후상장골극에서 머리 범위인 상체에서의 흡수율보다 비교적 느린 달리기 속도인 2.5와 3.0 m/s에 비해 보다 컸다. 이와 같이 비교적 느린 달리기 속도에서는 경골에서 머리로 올라갈수록 충격 쇼크 흡수 크기는 증가했지만, 선호 달리기 속도보다 빠른 속도인 3.5와 4.0 m/s 달리기에서는 충격 쇼크 흡수 크기는 유의하게 증가하지 않았다. 합 성분의 충격 쇼크 크기의 달리기 속도 내 차이는 모든 속도 조건에서 경골에서 후상장골극까지 보다 경골에서 머리 범위에서 더 흡수되었지만, 이들 신체 위치 간 충격 쇼크 크기는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 본 연구에 선정된 달리기 속도 전반에 걸쳐 합 성분의 가속도 충격 쇼크는 수직 성분의 충격 쇼크 흡수보다 낮은 비율을 보였다.

DISCUSSION

본 연구는 달리기 속도 변화에 따른 충격 쇼크 흡수의 차이를 규명하고자 경골, 후상장골극, 머리 3부위에서 3차원 가속도 신호를 수집해 이들의 PSD (power spectrum density) 값을 산출한 후 전환 함수를 이용해 경골과 후상장골극 사이와 경골과 머리 사이의 충격 쇼크 고주파(9~20 Hz) 흡수 크기 변화

를 살펴봤다.

본 연구 결과 달리기 속도 증가에 따라 가속도의 수직과 합 성분의 충격 쇼크 흡수 크기는 경골에서 후상장골극 사이와 후상장골극에서 머리 사이(경골에서 머리까지 - 경골에서 후상장골극)에 증가하는 경향을 보였지만, 달리기 속도 간(between) 유의한 차이는 확인되지 않았다. 달리기 시 발이 지면에 접촉할 때 마다 발생하는 충격 쇼크 파는 하지를 통해 머리로 전달된다(Derrick et al., 1998). 전달되는 과정 중에 충격 쇼크 파의 흡수는 능동과 수동적인 체제의 결합 작용으로 이루어진다. 수동 체제는 운동화의 힐 패드, 뒤꿈치 지방 조직, 인대, 뼈, 연골 등이 해당되며(Paul et al., 1978; Chu, Yazdani-Ardakani, Gradisar & Askew, 1986), 능동적 쇼크 흡수 체제는 신전성 근수축과 근 활성화, 분절 기하학 변화, 관절 강성 조절 등에 의해 이루어진다(Perry, 1974; McMahon, Valiant & Frederick, 1987; Perry & Lafortune, 1995; Cole, Nigg, van Den Bogert & Gerritsen, 1996; Derrick et al., 1998; Boyer & Nigg, 2007). 달리기 속도 증가에 따라 충격 쇼크 파를 흡수하는 신체의 수동적인 요인들은 대상자 내 상수로 간주될 수 있다. 따라서 신체의 능동적인 움직임과 충격 흡수의 체제를 살펴보는 것은 달리기 운동학과 충격 쇼크의 흡수 관계를 이해하는데 보다 중요하다고 볼 수 있다. 달리기 운동학은 달리기 속도에 의해 달라진다 할 수 있다. 즉 달리기 속도에 따라 스트라이드 길이와 빈도는 달라진다. Derrick et al. (1998)은 충격 쇼크 흡수는 스트라이드 빈도가 감소됨과 동시에 스트라이드 길이가 증가함에 따라 증가 한다고 주장했다. 이런 선행 연구 주장에 기초해 본 연구 결과도 충격 쇼크 흡수 크기는 달리기 속도 증가에 따라 유의하게 증가할 것으로 예측되었지만, 단지 속도 증가에 따라 선형적인 경향만 보였다. 이와 같은 본 연구 결과는 트레드밀에서 20초 동안 달릴 수 있는 속도를 최대 달리기 속도로 간주해 이를 기준으로 50~100%의 속도 범위에 걸쳐 경골에서 머리까지 충격 쇼크 흡수 크기를 남성 8명을 대상으로 관찰한 결과, 달리기 속도와 쇼크 흡수 크기는 선형적으로 증가했다는 Mercer et al. (2002)의 주장과는 다른 결과이다. 이는 선정된 달리기 속도 조건, 샘플 수, 달리기 속도 차에 따른 경골과 장골극, 머리의 PSD 등의 차이에서 야기된 결과로 보여 진다. 향후 이들 관계를 실증적으로 밝히기 위해서는 보다 확장된 대상자, 최대 달리기 속도를 포함한 다양한 달리기 속도, 달리기 속도에 따른 관절과 분절의 기하학 및 근 활성화 등을 고려한 충격 쇼크 흡수 크기를 규명할 필요가 있다고 판단된다. 본 연구에 선정된 달리기 속도 조건 내에서 빠른 달리기 속도는 느린 달리기 속도보다 충격 쇼크로 인해 척추 부상의 위험과 관절과 연골 퇴화의 위험을 증가시킬 수 있다(Mizrahi et al., 2000; Mizrahi et al., 2001)고 예단하기는 어려울 것으로 판단된다.

달리기 속도 내 충격 흡수의 양상을 살펴본 본 연구 결과 비교적 느린 달리기 속도에서는 경골에서 머리로 올라갈수록 수직 성분의 충격 쇼크 흡수 크기는 증가했지만, 선호 달리기 속도보다 빠른 속도인 3.5와 4.0 m/s 달리기에서는 충격 쇼크 흡수 크기는 유의하게 증가하지 않았다. 즉 선호 달리기 속도 이하인 비교적 느린 달리기 속도에서는 상·하체 유의한 차이 없이 거의 균등하게 충격 쇼크를 흡수했지만, 빠른 달리기에서는 주로 하체에서 이루어지고 있었다. 이와 같은 현상은 빠른 속도 달리기는 보다 큰 에너지가 신체에 입력되어 큰 충격 쇼크가 발생할 때 이를 흡수하기 위한 능동적 기능이 상체의 기능보다 하지 관절의 반응이 상대적으로 큰 것으로 판단된다(Edwards et al., 2012). 이는 달리기 시 충격 쇼크를 흡수하는 중추적인 하지 관절의 하나인 무릎 관절의 역할 때문이 아닌가, 추정된다(Hamill, Gruber & Derrick, 2014). 즉 달리는 속도가 증가함에 따라 무릎 관절 굴곡 상태가 커짐에 따라 수직 강성의 변화를 야기해 충격 쇼크 파 흡수가 크게 이루어진 결과로 보여 진다(McMahon et al., 1987; Hamill et al., 2014). 비교적 빠른 달리기 속도에서는 착지에 의해 발생한 충격 가속도의 흡수 개선은 주로 무릎 굴곡 기능에 의존하는 것이 아닌가, 추정된다(Lafortune, Lake & Hennig, 1996). 또 다른 예측은 달리기 속도 증가에 따라 무릎 굴곡각의 증가는 무릎 신전 활동의 양을 증가시켜 활발한 근들의 사용을 동반해 보다 큰 충격 쇼크 반응에 적응하고, 충격 에너지 흡수를 크게 하는 것으로 보여 진다(Derrick et al., 1998; Boyer & Nigg, 2007; Edwards et al., 2012). 따라서 선호 달리기 속도보다 빠른 달리기 시 충격 쇼크파로부터 신체를 보호하기 위해서는 원활한 무릎 굴신 운동과 무릎 관절을 감싸는 근 등의 능동적인 충격 쇼크 흡수 기능을 강화할 필요가 있다고 판단된다(Edwards et al., 2012).

본 연구 결과 합 성분 충격 쇼크 흡수 비율은 경골에서 후상장골극 사이와 후상장골극에서 머리 사이 모두 수직 성분 충격 쇼크 흡수에 비해 낮게 흡수되었다. 이와 같은 결과는 충격 쇼크 파의 전후와 좌우 성분은 신체의 수직 운동과 달리 흡수되지 않고 대부분 신체 외부로 분산된 결과 때문인 것으로 판단된다. 신체 부착 가속도 방향과 신체 움직임 방향을 정확하게 일치시키는 문제만 해결된다면 향후 방향 별 충격 쇼크 흡수 정도를 분석해 달리기 부상과의 관계를 규명하는 연구가 또한 필요하리라 본다.

CONCLUSION

본 연구는 달리기 속도 변화에 따라 신체 위치 별 충격 쇼크 흡수의 차이를 규명하는데 그 목적을 두고 수행했다. 달리기 속도 증가에 따라 가속도 수직과 합 성분의 충격 쇼크 흡수 크기는 경골에서 후상장골극 사이와 후상장골극에서 머리 사이 증가하는 경향을 보였지만, 달리기 속도 간(between) 유의한 차이는 확인되지 않았다. 달리기 속도 내 충격 흡수의 양상을 살펴본 본 연구 결과 선호 달리기 속도 이하인 비교적

느린 달리기 속도에서는 경골에서 머리로 올라갈수록 수직 성분의 충격 쇼크 흡수 크기는 증가했지만, 선호 달리기 속도보다 약간 빠른 달리기 속도에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 이런 결과를 바탕으로 다음과 같은 결론을 얻었다. 선호 속도보다 빠른 달리기 시 충격 쇼크로부터 신체를 보호하기 위해서는 하지 관절을 이어주는 하지 근 강화 훈련, 적절한 운동화 힐 패드 구축, 유연한 무릎 관절의 굴신 운동을 위한 훈련 등을 고려해야 할 것으로 판단된다.

향후 본 연구와 관련된 연구를 확장 수행하기 위해서는 충격 쇼크 흡수와 신체 관절 별 자유도 및 근 활성화와의 관계 정도를 분석할 필요성을 제언하고자 한다.

REFERENCES

Belli, A., Kyrolainen, H. & Komi, P. V. (2002). Moment and power of lower limb joints in running. *International Journal of Sport Medicine*, *23*, 136-141.

Boyer, K. A. & Nigg, B. M. (2007). Changes in muscle activity in response to different impact force in human gait. *Journal of Biomechanics*, *14*, 817-822.

Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A. & Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, *19*, 979-987.

Cole, G. K., Nigg, B. M., van Den Bogert, A. J. & Gerritsen, K. G. (1996). The clinical biomechanics award paper, Lower extremity joint loading during impact in running. *Clinical Biomechanics*, *11*, 181-193.

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

Derrick, T. R., Hamill, J. & Caldwell, G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *30*, 128-35.

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

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.

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*, 113-121, https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004.

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

Hamill, J., Gruber, A. H. & Derrick, T. R. (2014). Lower extremity stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *European Journal of Sports Science*, *14*, 130-136.

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.

James, S. L. & Jones, D. C. (1990). Biomechanical aspects of distance running injuries. In biomechanics of distance running (Edited by Cavanagh, P. R.), 249-269. *Human Kinetics Publishers*, Champaign.

Lafortune, M. A., Lake, M. J. & Henning, E. M. (1996). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. *Journal of Biomechanics*, *29*, 1531-1537.

Lake, M. J. (2000). Determining the protective function of sports footwear. *Ergonomics*, *43*, 1610-1621, https://doi.org/10.1080/001401300750004032.

McMahon, T. A., Valiant, G. & Frederick, E. C. (1987). Grouching running. *Journal of Applied Physiology*, *62*, 2326-2337.

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.

Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitz, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshine, A. & Eldad, A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. *Clinical Orthopedic Related Research*, *281*, 189-192.

Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. (2000). Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. *Clinical Biomechanics*, *15*, 15-20.

Mizrahi, J., Verbitsky, O. & Isakov, E. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical Biomechanics*, *16*, 207-212.

Nigg, B. M. & Anton, M. (1995). Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *27*(1), 92-97.

Park, S. K., Yoon, S. H. & Ryu, J. S. (2016). Relationship between Attenuation of Impact Shock at High Frequency and Flexion-Extension of the Lower Extremity Joints during Downhill Running, *Journal of Korean Sport Biomechanics*, *26*(2), 167-174.

Park, S. K. & Ryu, J. S. (2020). Relationship between Impact and Shear Forces, and Shock during Running, *Journal of Korean Sport Biomechanics*, *30*(2), 145-154.

Paul, I. L., Munro, M. B., Abernethy, P. J., Simon, S. R., Radin, E. L. & Rose, R. M. (1978). Musculo-skeletal shock absorption: relative contribution of bone and soft tissues at various frequencies. *Journal of Biomechanics*, *11*, 237-239.

Perry, J. (1974). Kinesiology of lower extremity bracing. *Clinical Orthopedic Related Research*, *102*, 18-31.

Perry, S. D. & Lafortune, M. A. (1995). Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. *Clinical Biomechanics*, *10*, 253-257.

Ryu, J. S. & Lim, G. Y. (2015). Impact shock components and attenuation in flat foot running. *Journal of Korean Sport Biomechanics*, *25*(3), 283-291.

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*, https://doi.org/10.1080/1476314.2017.1371214.

Shorten, M. R. & Winslow, D. S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sports Biomechanics*, *8*, 228-304.

Simon, S., Radin, E. L. & Paul, I. L. (1972). The response of joints to impact loading-II: In-vivo behavior of sub-chondral bone. *Journal of Biomechanics*, *5*, 267-272.

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, https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1142003.

Voloshin, A. S., Burger, C. P., Wosk, J. & Arcan, M. (1985). An in-vivo evaluation of the leg's shock absorbing capacity. In: Biomechanics IX-B, Winter, D., Norman, R., Wells, R., Hayes, K. & Patla, A. (Eds.). Champaign, IL: *Human Kinetics*, 112-116.

Welch, P. (1967). The use of the fast Fourier transformation for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms, *IEEE Transactions on Audio & Electroacoustic*, *15*, 70-73.

Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review, *Gait Posture*, *10*, 264-275, https://doi.org/10.1016/s0966-6362(99)00041-7.

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 Medicine*, *226*, 579-588.