KJAB
Korean Journal of Applied Biomechanics 2024; 34(2): 81-92
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2024.34.2.81
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

Effects of Running Speed on Body Impact Acceleration and Biomechanical Variables

달리기 속도의 변화가 인체 충격 가속도와 생체역학적 변인에 미치는 영향

Young-Seong Lee[1], Jae-Won Kang[2], Sang-Kyoon Park[2,3]

[1]Department of Sports and Technology, Seo Kyeong University, Seoul, South Korea
[2]Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[3]Department of Physical Education, College of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 30 May 2024
Revised : 18 June 2024
Accepted : 18 June 2024

Corresponding Author
Sang-Kyoon Park
Korea National Sport University,
1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul,
05541, South Korea
Email : spark@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to analyze the impact acceleration, shock attenuation and biomechanical variables at various running speed.

Method: 20 subjects (height: 176.15 ± 0.63 cm, weight: 70.95 ± 9.77 kg, age: 27.00 ± 4.65 yrs.) participated in this study. The subjects ran at four different speeds (2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s). Three-dimensional accelerometers were attached to the distal tibia, sternum and head. Gait parameters, biomechanical variables (lower extremity joint angle, moment, power and ground reaction force) and acceleration variables (impact acceleration, shock attenuation) were calculated during the stance phase of the running. Repeated measures ANOVA was used with an alpha level of .05.

Results: In gait parameters, decreased stance time, increasing stride length and stride frequency with increasing running speed. And at swing time 2.5 m/s and 4.0 m/s was decreased compared to 3.0 m/s and 3.5 m/s. Biomechanical variables statistically increased with increasing running speed except knee joint ROM, maximum ankle dorsiflexion moment, and maximum hip flexion moment. In acceleration variables as the running speed increased (2.5 m/s to 4.0 m/s), the impact acceleration on the distal tibia increased by more than twice, while the sternum and head increased by approximately 1.1 and 1.2 times, respectively. And shock attenuation (tibia to head) increased as the running speed increased.

Conclusion: When running speed increases, the magnitude and increasing rate of sternum and head acceleration are lower compared to the proximal tibia, while shock attenuation increases. This suggests that limiting trunk movement and increasing lower limb movement effectively reduce impact from increased shock. However, to fully understand the body's mechanism for reducing shock, further studies are needed with accelerometers attached to more segments to examine their relationship with kinematic variables.

Keywords: Running speed, Impact shock, Shock attenuation, Ground reaction force, Joint kinematics, Joint kinetics

Copyright © 2024 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.

INTRODUCTION

달리기는 다양한 연령대의 사람들이 경제적으로 적은 비용으로 쉽게 참여할 수 있는 활동 중 하나이다(Fields, Sykes, Walker & Jackson, 2010; Taunton et al., 2002; Sheerin, Besier & Reid, 2018). 하지만, 달리기 상해(Running Related Injury, RRI)는 주자들에게 빈번하게 발생하며 RRI의 발생률은 20~70%로, 1,000시간의 달리기 당 2.5~59건에 이른다(Nielsen, Nohr, Rasmussen & Sørensen, 2013). RRI의 원인은 매우 다양하고 현재에도 많은 연구가 진행 중이지만(Fredericson, Jennings, Beaulieu & Matheson, 2006; Malisoux, Nielsen, Urhausen & Theisen, 2015), 그 중 많은 연구들이 달리기 시 발생하는 충격에 초점을 두어 인체의 충격 메커니즘을 규명하고, 이를 감소시키기 위한 연구를 진행하고 있다(Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014; Lafortune & Hennig, 1992; Voloshin & Wosk, 1982).

달리기 시 발과 지면이 충돌하며 발생하는 충격은 RRI 발생의 메커니즘을 이해하는데 중요한 역할을 한다(Beck, 1998; Lake, 2000; Meardon & Derrick, 2014). 충격의 지표 중 하나인 최대 수직 지면반력은 달리기 속도가 증가함에 따라 충격력과 수직 부하율을 증가시키는데, 이는 RRI의 증가와 밀접한 관련이 있다고 보고되고 있다(Brughelli, Cronin & Chaouachi, 2011; Grabowski & Kram, 2008). 인체는 증가한 충격으로부터 움직임을 효율적이고 안정적으로 수행하기 위한 전략을 사용한다(Busa, Lim, van Emmerik & Hamill, 2016). 선행연구에 따르면, 달리기 속도 증가 시 지지시간이 감소하고, 체공시간 및 활보장 길이, 활보장 주기는 증가하였으며(Gray, Price & Jenkins, 2021; Orendurff et al., 2018; Park et al., 2022), 엉덩, 무릎 관절의 최대 각도와 무릎 관절의 최대 신전 모멘트, 발목 관절의 최대 저측굴곡 모멘트가 증가한다고 보고하였다(Orendurff et al., 2018; Petersen, Nielsen, Rasmussen & Sørensen, 2014). 이처럼, 인체는 충격을 감소시키기 위해 움직임을 변화시키지만, 지면과 접촉하며 발생하는 충격파는 머리까지 전달되어 신체 내 부하를 발생시킨다(Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch, & Pérez-Soriano, 2017; Voloshin & Wosk, 1982; Whittle, 1999). 따라서 이러한 움직임의 변화가 머리까지 전달되는 충격을 감소시키는지에 대해 살펴볼 필요가 있다.

최근 인체에 발생하는 충격을 측정하는 방법 중의 하나로 가속도계를 사용하고 있다. 가속도계는 신체 분절에 부착함으로써 각 분절에 전달되는 충격 쇼크를 추정할 수 있다는 장점이 있으며(Sheerin et al., 2018), 가속도계로 측정된 수직 가속도는 지면반력의 최대 수직 충격력과 높은 상관관계가 나타난다고 보고되어 충격을 측정하는 장비로서의 가능성을 검증하였다(Cheung et al., 2019; Hennig & Lafortune, 1991; Ryu, Lee & Park, 2021). 또한, 분절의 충격 가속도와 근위 분절의 가속도를 통해 충격 흡수율을 산출하여 충격과 상해의 관계를 규명할 수 있다(Park et al., 2022). 이러한 점에서 가속도계의 사용은 달리기 속도 증가에 따라 변화하는 충격과 인체의 충격 흡수 전략을 이해할 수 있을 것으로 생각된다.

달리기 속도의 변화는 지면으로부터 받는 충격의 크기를 변화시키고, 인체는 충격을 감쇠하기 위해 하지의 움직임을 변화시킨다. 속도의 증가에 따라 증가하는 충격을 감소시키기 위해 인체의 움직임은 변화할 것이며, 변화한 움직임이 전신 충격 감소에 미치는 영향을 가속도계를 사용하여 확인할 수 있을 것으로 판단된다. 이를 통해 다양한 속도로 달리기 시 변화하는 움직임과 인체의 충격 감쇠율을 이해하면 RRI를 예방하고 건강과 관련된 훈련의 효과를 높일 수 있을 것이다.

따라서, 본 연구의 목적은 달리기 시 다양한 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s)에 따른 인체 충격 가속도의 크기와 충격 감쇠 정도를 비교하고, 이에 따른 생체역학적 차이를 조사하는 것이다. 이러한 연구 목적을 통해 다음과 같은 가설을 설정하였다. 첫 번째, 속도가 증가할수록 인체의 충격 가속도는 증가할 것이다. 두 번째, 속도가 증가할수록 경골 원위에서 머리까지의 충격 쇼크 감쇠는 증가할 것이다.

METHOD

1. 연구대상자

본 연구는 달리기 시 후족 착지를 하고 주 2회 이상 주기적으로 달리기를 수행하며, 최근 6개월 내 근·골격계 상해 경험이 없는 발 사이즈 270 mm의 건강한 20~30대 남성 20명(height: 176.15±0.63 cm, weight: 70.95±9.77 kg, age: 27.00±4.65 yrs.)을 대상자로 모집하였다. 달리기 실험을 수행하기 전, 본 연구는 K대학교의 생명윤리위원회에 심의 승인을 받았으며(과제 관리번호: 1263-201906-HR-018-1, 승인번호: 20190618-20, 승인날짜: 2019.06.28), 모든 연구 대상자에게 연구의 목적과 실험 방법에 대해 자세히 설명하고 자발적 동의 후 실험을 수행하였다.

2. 실험 절차

본 연구는 달리기 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s)에 따른 인체의 운동학적 및 운동역학적 차이를 비교하기 위해 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualysis Track Manager, Sweden; sampling rate: 100 Hz)와 지면반력(ground reaction force)이 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA; sampling rate: 1,000 Hz), 3축 가속도계(accelerometer; mass:

8.5 g, size: 21 mm × 16 mm, Ultium, Noraxon, USA; sampling rate: 1,000 Hz)를 이용하였다. 모든 연구 대상자들은 실험에 앞서 상의 탈의 및 타이트한 짧은 바지로 탈의하였으며, 준비 운동 및 트레드밀 적응을 위해 5분간 트레드밀 위에서 걷기 및 달리기를 수행하였다. 각 연구 대상자들의 신발에 따른 충격 효과를 최소화하기 위해 F사의 270 mm 운동화(Flex #DDD5C7, FILA)를 착용하였으며, 반사마커 및 가속도계를 부착하였다. 반사마커는 하지의 분절을 규명하기 위해 하지 분절의 관절점(발목 관절과 무릎 관절, 엉덩 관절)과 골반의 전상장골극(anterior superior iliac spine [ASIS])와 후상장골극(posterior superior iliac spine [PSIS])에 각각 부착하였다. 가속도계는 오른쪽 다리의 경골 원위(proximal tibia; Glauberman & Cavanagh, 2014; Ryu et al., 2021)와 흉골(sternum; Reenalda, Maartens, Buurke & Gruber, 2019), 머리(forehead; Hamill, Derric & Holt, 1995; Mercer, Bates, Dufek & Hreljac, 2003)에 부착하였으며, 최대한 고정시키기 위해 양면 테이프로 1차 부착한 후, 탄력 밴드(elastic band)로 2차 부착하여 단단히 고정시켰다(Figure 1; Park et al., 2022; Ryu et al., 2021). 3축 가속도계는 경골 원위에서 근위을 잇는 수직 방향을 (+)로 설정하였으며, 수직축과 직각을 이루는 축을 전-후(anterior-posterior)와 내측-외측(medial-lateral) 축으로 설정하였다. 모든 연구 대상자들은 트레드밀에서 2.5 m/s와 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s의 속도로 각각 달리기를 수행하였으며(Sheerin et al., 2018), 이때 속도는 무작위로 선정하였다. 각 속도에 따른 달리기는 3분간 수행하였으며, 이 중 마지막 1분만을 녹화하였다.

3. 자료 처리

본 연구의 지면반력 자료와 동작 데이터는 Qualisys Track Manager 2019 program (Qualisys, Sweden)을 통해 취득하였으며, 가속도계 자료는 지면반력 및 동작 데이터와 동조(synchronization)하여 MR 3.14 program (Noraxon, USA)에서 취득하였다. 수집된 모든 데이터는 2차 저역통과 필터링(2nd bi-directional low pass filter)을 수행하여 자료 수집 시 발생된 자료의 오류(noise)를 최소화하였으며, 이 때, 차단주파수(cut-off frequency)는 동작자료 10 Hz, 지면반력 및 가속도계 자료는 100 Hz로 설정하였다(Lee & Park, 2023). 분석 구간은 수직 지면반력의 역치값(threshold) 10 N을 기준으로 착지(heel contact) 시점과 이지(toe-off) 시점을 분류하였으며, 1분 녹화 중 마지막 20stride만을 선정하여 분석하였다. 하지의 관절 각도와 관절 모멘트, 관절 파워는 Visual 3D (C-Motion, USA)를 통해 산출하였으며, 보행 변수 및 지면반력, 충격 가속도는 Matlab R2016a (Mathworks, USA)을 통해 자료 처리하였다.

4. 분석 변인

달리기 시, 속도에 따른 인체의 생체역학적 변화를 비교하기 위해 보행 변수(gait parameter)와 관절 각도(joint angle), 관절 모멘트(joint moment), 관절 파워(joint power) 지면반력(ground reaction force), 충격 가속도(impact acceleration)를 비교·분석하였다. 보행 변수는 오른발이 지면에 접촉해 있는 지지시간(contact time)과 공중에 있는 체공시간(swing time), 오른발 착지 시점에서 다음 오른발 착지 시점까지의 활보장 길이 및 활보장 주기를 산출하였다. 관절 각도와 관절 모멘트, 관절 파워는 시상면(sagittal plane)의 발목 관절(ankle joint)과 무릎 관절(knee joint), 엉덩 관절(hip joint)에서 산출하였으며, cardan의 X-Y-Z 회전 행렬을 사용하였다. 이 때, 관절 각도와 관절 모멘트는 발목 관절(ankle joint)의 배측굴곡(dorsi-flexion)을 (+), 저측굴곡(plantar flexion)을 (–), 무릎 및 엉덩 관절(knee & hip joint)의 굴곡(flexion)을 (+), 신전(extension)을 (–)로 설정하였다. 지면반력은 수직 지면반력의 첫 번째 정점(충격력)을 기준으로 최대 수직 충격력과 최대 수직 충격력까지 걸린 시간을 나누어 충격 부하율을 산출하였으며, 앞(–)-뒤(+) 지면반력을 통해 제동력과 추진력을 산출하였다(Figure 1). 충격 가속도는 수직 가속도과 합성 가속도, 충격 흡수율(Dufek, Mercer & Griffin, 2009; Reenalda et al., 2019)를 산출하였으며, 수평 가속도와 합성 가속도, 충격 흡수율은 다음과 같이 계산하였다(Formula 1, 2).

Formula 1. 합성 가속도 산출 공식.

$$Resultant\ Acceleration\ (g) = \sqrt{(Acc._{anterior-posterior})^2 + (Acc._{medial-lateral})^2 + (Acc._{vertical})^2}$$

$Acc._{anterior-posterior}$: 전 – 후축 가속도

$Acc._{medial-lateral}$: 내측 – 외측축 가속도

$Acc._{vertical}$: 수직축 가속도

Formula 2. 충격 흡수율 산출 공식.

$$Shock\ attenuation\ (\%) = \left(1 - \frac{Acc._{proximal}}{Acc._{distal}}\right) X\ 100$$

$Acc._{proximal}$: 근위 분절 가속도

$Acc._{distal}$: 원위 분절 가속도

5. 통계 처리

본 연구의 통계 분석은 SPSS 24.0 (IBM, USA)를 통해 수행하였으며, 모든 변인은 정규성 검증(Kolmogorov-Smirnov & Shapiro-Wilk)을 만족하였다. 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s)에 따른 운동학적 변인(보행 변수, 하지 관절 각도)과

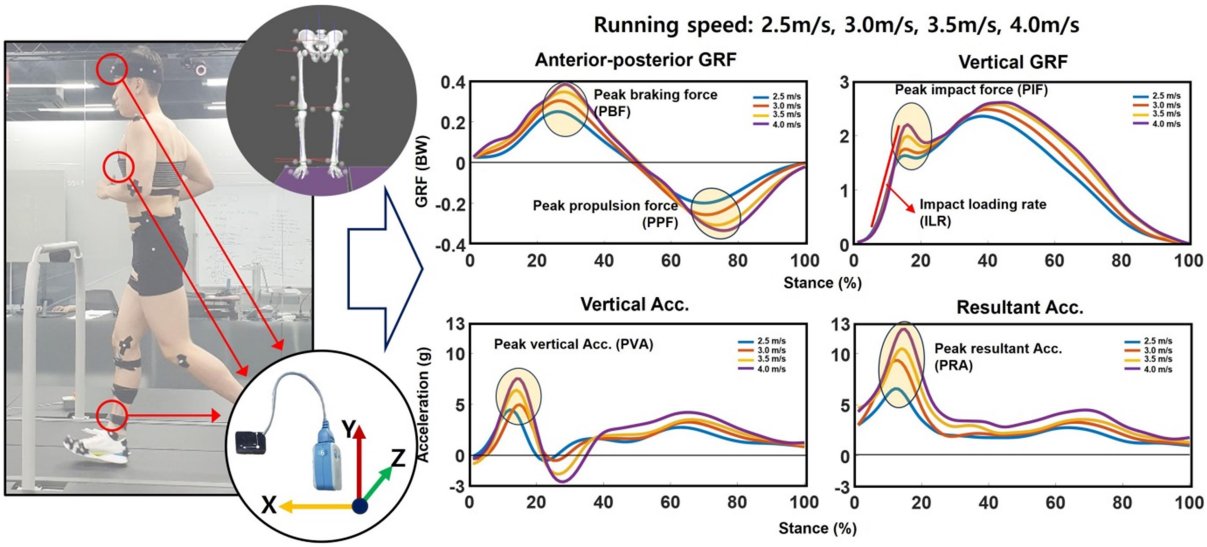

Figure 1. Marker set and accelerometer attachment locations (left), Ground reaction force and acceleration variables (right).

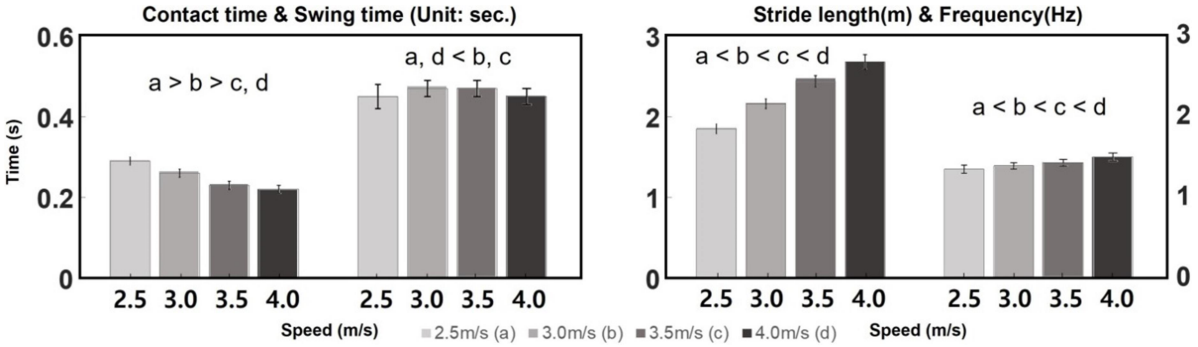

Figure 2. Gait parameter by running speed.

운동역학적 변인(지면반력, 관절 모멘트, 관절 파워, 충격 가속도) 간의 차이는 반복측정 분산분석(repeated Measures ANOVA)를 활용하였으며, Bonferroni 사후검증을 통해 비교하였다. 이 때 통계적 유의 수준은 α=.05로 설정하였다.

RESULTS

본 연구는 달리기 시, 속도에 따른 인체의 충격의 차이를 알아보기 위해 보행 변수(gait parameter)와 관절 각도(joint angle), 관절 모멘트(joint moment), 관절 파워(joint power), 지면반력(ground reaction force), 충격 가속도(impact acceleration), 충격 흡수율(shock attenuation)를 비교하였으며, 그 결과는 다음과 같다.

1. 보행 변수(gait parameter)

보행 변수에서는 지지시간(contact time)과 체공시간(swing time), 활보장 길이(stride length), 활보장 주기(stride frequency)를 산출하여 비교한 결과는 <Figure 2>과 같다. 지지시간은 2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s 및 4.0 m/s로 증가함에 따라 통계적으로 감소하는 결과가 나타난 반면, 체공시간은 2.5 m/s 및 4.0 m/s가 3.0 m/s 및 3.5 m/s보다 통계적으로 작은 결과가 나타났다(p<.05). 활보장 길이와 활보장 주기는 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하였다(p<.05).

2. 관절 각도(joint angle)

관절 각도에서는 시상면(sagittal plane)에서의 최대 발목

Table 1. Joint angle of lower extremity by running speed (unit: degree)

	Mean (SD)	2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	*F*	*P*	Post hoc	Effect size
Ankle	Peak D.F.	25.20 (3.19)	25.94 (3.33)	26.61 (3.54)	26.57 (3.58)	15.130	**.001***	a<b<c, d	.443
	Peak P.F	-13.71 (4.57)	-16.35 (4.18)	-14.74 (4.86)	-15.43 (3.39)	4.593	**.006***	a<b, d b>c	.195
	ROM	38.91 (4.73)	42.29 (4.69)	41.35 (5.42)	42.00 (3.39)	8.088	**.001***	a<b, c, d	.299
Knee	Peak Flex.	42.33 (4.88)	43.43 (4.50)	44.49 (4.42)	44.50 (4.69)	20.054	**.001***	a<b<c, d	.513
	Peak Ext.	15.60 (4.81)	15.65 (4.99)	16.51 (5.57)	16.84 (5.34)	3.662	**.017***	a<d b<c, d	.162
	ROM	26.72 (2.99)	27.78 (3.42)	27.97 (3.60)	27.66 (3.90)	2.429	.100	a<b	.113
Hip	Peak Flex.	30.72 (6.60)	32.34 (5.97)	34.56 (5.67)	36.23 (5.91)	58.876	**.001***	a<b<c<d	.756
	Peak Ext.	-3.52 (6.23)	-5.77 (6.08)	-7.13 (5.75)	-8.59 (5.82)	80.408	**.001***	a<b<c<d	.809
	ROM	34.24 (4.22)	38.11 (4.41)	41.69 (4.57)	44.82 (4.25)	200.684	**.001***	a<b<c<d	.914

*: indicates significant difference (p<.05)
D.F: dorsi-flexion, P.F: plantar-flexion, ROM: range of motion, Flex.: flexion, Ext.: extension

관절 배측굴곡각(peak ankle dorsi-flexion angle)과 최대 발목 관절 저측굴곡각(peak ankle plantar-flexion angle), 발목 관절 가동범위(ankle joint range of motion), 최대 무릎 관절 굴곡각(peak knee flexion angle), 최대 무릎 관절 신전각(peak knee extension angle), 무릎 관절 가동범위(knee joint range of motion), 최대 엉덩 관절 굴곡각(peak hip flexion angle), 최대 엉덩 관절 신전각(peak hip extension angle), 엉덩 관절 가동범위(hip joint range of motion)를 산출하여 비교한 결과는 <Table 1>과 같다. 최대 발목 관절 배측굴곡각은 속도가 증가할수록 통계적으로 증가하는 결과가 나타났지만(p<.05), 3.5 m/s와 4.0 m/s 간에는 통계적으로 차이가 나타나지 않았다. 최대 발목 관절 저측굴곡각은 속도 3.0 m/s과 4.0 m/s이 2.5 m/s와 3.5 m/s 보다 통계적으로 큰 결과가 나타났으며, 발목 관절 가동범위는 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s이 2.5 m/s에 비해 통계적으로 크게 나타났다(p<.05). 최대 무릎 관절 굴곡각은 속도가 증가할수록 통계적으로 증가하는 결과가 나타났지만(p<.05), 3.5 m/s와 4.0 m/s 간에는 통계적으로 차이가 나타나지 않았다.

3. 관절 모멘트(joint moment)

관절 모멘트에서는 시상면(sagittal plane)에서의 최대 발목 관절 저측굴곡 모멘트(peak ankle plantar-flexion moment)와, 최대 발목 관절 배측굴곡 모멘트(peak ankle dorsi-flexion moment), 최대 무릎 관절 신전 모멘트(peak knee extension moment), 최대 무릎 관절 굴곡 모멘트(peak knee flexion moment), 최대 엉덩 관절 신전 모멘트(peak hip extension moment), 최대 엉덩 관절 굴곡 모멘트(peak hip flexion moment)를 산출하여 비교한 결과는 <Table 2>와 같다. 최대 발목 관절 저측굴곡 모멘트는 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하는 결과를 나타냈다(p<.05). 최대 무릎 관절 굴곡 모멘트와 신전 모멘트는 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하였지만(p<.05), 최대 무릎 관절 신전 모멘트에서 3.5 m/s와 4.0 m/s 간 통계적 차이가 나타나지 않았고, 최대 무릎 관절 굴곡 모멘트에서 2.5 m/s와 3.0 m/s 간 통계적 차이가 나타나지 않았다. 최대 엉덩 관절 신전 모멘트에서는 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하는 결과가 나타나는 반면(p<.05), 최대 엉덩 관절 굴곡 모멘트에서는 속도에 따른 통계적 차이가 나타나지 않았다.

4. 관절 파워(joint power)

관절 파워에서는 시상면(sagittal plane)에서의 최대 발목 관절 양의 파워(peak ankle positive power)와 최대 발목 관절 음의 파워(peak ankle negative power), 최대 무릎 관절 양의 파워(peak knee positive power), 최대 무릎 관절 음의 파워(peak knee negative power), 최대 엉덩 관절 양의 파워(peak hip positive power), 최대 엉덩 관절 음의 파워(peak hip negative power)를 산출하여 비교한 결과는 <Table 3>과 같다. 최대 발목 관절 양의 파워와 최대 발목 관절 음의 파워, 최대 무릎 관절 양의 파워, 최대 엉덩 관절 양의 파워, 최대 엉덩 관절 음의 파워 모두 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하는 결과를 보였지만(p<.05), 최대 무릎 관절 음의 파워에서 3.5 m/s와 4.0 m/s 간 차이는 나타나지 않았다.

Table 2. Joint moment of lower extremity by running speed (unit: Nm/kg)

	Mean (SD)	2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	F	p	Post hoc	Effect size
Ankle	Peak P.F.	2.38 (0.30)	2.69 (0.31)	2.89 (0.35)	3.03 (0.33)	208.366	**.001***	a<b<c<d	.916
	Peak D.F	-0.10 (0.05)	-0.11 (0.06)	-0.12 (0.07)	-0.13 (0.07)	2.487	.070	–	.116
Knee	Peak Ext.	2.64 (0.64)	2.79 (0.64)	2.90 (0.70)	2.91 (0.68)	27.316	**.001***	a<b<c, d	.590
	Peak Flex.	-0.27 (0.06)	-0.30 (0.11)	-0.33 (0.11)	-0.36 (0.11)	11.431	**.001***	a, b<c<d	.376
Hip	Peak Ext.	1.00 (0.38)	1.14 (0.43)	1.26 (0.42)	1.41 (0.47)	58.988	**.001***	a<b<c<d	.756
	Peak Flex.	-0.76 (0.28)	-0.78 (0.35)	-0.77 (0.33)	-0.78 (0.31)	.156	.925	–	.008

*: indicates significant difference (p<.05)
D.F: dorsi-flexion, P.F: plantar-flexion, Flex.: flexion, Ext.: extension

Table 3. Joint power of lower extremity by running speed (unit: W/kg)

	Mean (SD)	2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	F	p	Post hoc	Effect size
Ankle	Positive Peak	6.80 (0.96)	8.55 (1.26)	9.77 (1.40)	10.79 (1.58)	141.787	**.001***	a<b<c<d	.882
	Negative Peak	-5.06 (0.95)	-6.86 (1.12)	-8.46 (1.25)	-9.40 (1.54)	202.270	**.001***	a<b<c<d	.914
Knee	Positive Peak	4.40 (1.37)	5.14 (1.57)	5.80 (1.81)	6.12 (1.92)	31.554	**.001***	a<b<c<d	.624
	Negative Peak	-9.51 (2.59)	-10.70 (2.68)	-11.67 (3.36)	-11.90 (3.80)	21.465	**.001***	a<b<c, d	.530
Hip	Positive Peak	1.16 (0.93)	1.51 (1.12)	1.99 (1.31)	2.66 (1.60)	46.685	**.001***	a<b<c<d	.711
	Negative Peak	-1.85 (0.90)	-2.24 (1.24)	-2.60 (1.37)	-2.92 (1.46)	27.321	**.001***	a<b<c<d	.590

*: indicates significant difference (p<.05)

5. 지면반력(ground reaction force)

지면반력에서는 달리기 시 발생하는 최대 충격력(peak impact force)과 충격 부하율(impact loading rate), 최대 제동력(peak braking force), 최대 추진력(peak propulsion force)를 산출하여 비교한 결과는 <Figure 3>과 같다. 최대 충격력과 충격 부하율, 최대 제동력, 최대 추진력은 속도가 증가함에 따라 통계적으로 증가하는 결과가 나타났다(p<.05).

6. 충격 가속도(impact acceleration)

충격 가속도에서는 최대 경골 수직 가속도(peak tibia vertical acceleration)와 최대 흉골 수직 가속도(peak sternum vertical acceleration), 최대 머리 수직 가속도(peak head vertical acceleration), 최대 경골 합성 가속도(peak tibia resultant acceleration)와 최대 흉골 합성 가속도(peak sternum resultant acceleration), 최대 머리 합성 가속도(peak head resultant acceleration)을

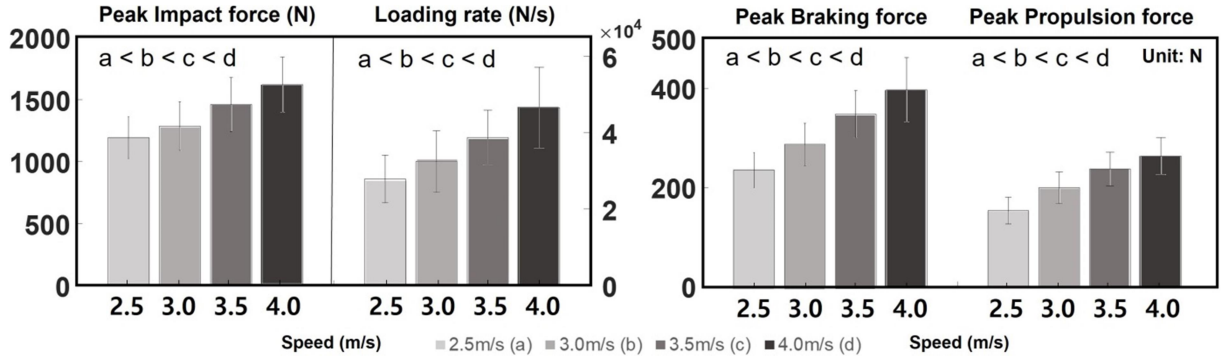

Figure 3. Ground reaction force by running speed.

Table 4. Acceleration variable by running speed (unit: g, %)

Mean (SD)		2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	F	p	Post hoc	Effect size
Vertical Acc.	Tibia	6.62 (2.21)	8.13 (2.47)	9.82 (2.44)	12.40 (4.07)	47.264	**.001***	a<b<c<d	.713
	Ster.	3.34 (0.65)	3.66 (0.75)	4.01 (0.88)	3.83 (0.72)	8.106	**.001***	a<b, c, d b<c	.299
	Head	2.26 (0.32)	2.45 (0.40)	2.58 (0.47)	2.72 (0.47)	34.517	**.001***	a<b<c<d	.645
Resultant Acc.	Tibia	8.42 (2.16)	10.32 (2.42)	12.84 (3.06)	15.60 (4.09)	43.635	**.001***	a<b<c<d	.697
	Ster.	3.58 (0.69)	3.94 (0.69)	4.29 (0.88)	4.19 (0.69)	9.101	**.001***	a<b<d<c	.324
	Head	2.54 (0.30)	2.73 (0.36)	2.85 (0.39)	2.94 (0.41)	28.449	**.001***	a<b<c<d	.600
Tibia-head SA (%)	Long. SA (%)	63.21 (9.65)	67.89 (8.31)	72.56 (6.30)	76.69 (5.68)	32.035	**.001***	a<b<c<d	.628
	Result. SA (%)	68.14 (8.04)	72.32 (6.45)	76.69 (5.36)	80.19 (4.51)	30.855	**.001***	a<b<c<d	.619

*: indicates significant difference (p<.05)
Acc.: Acceleration, Ster.: sternum, SA: shock attenuation

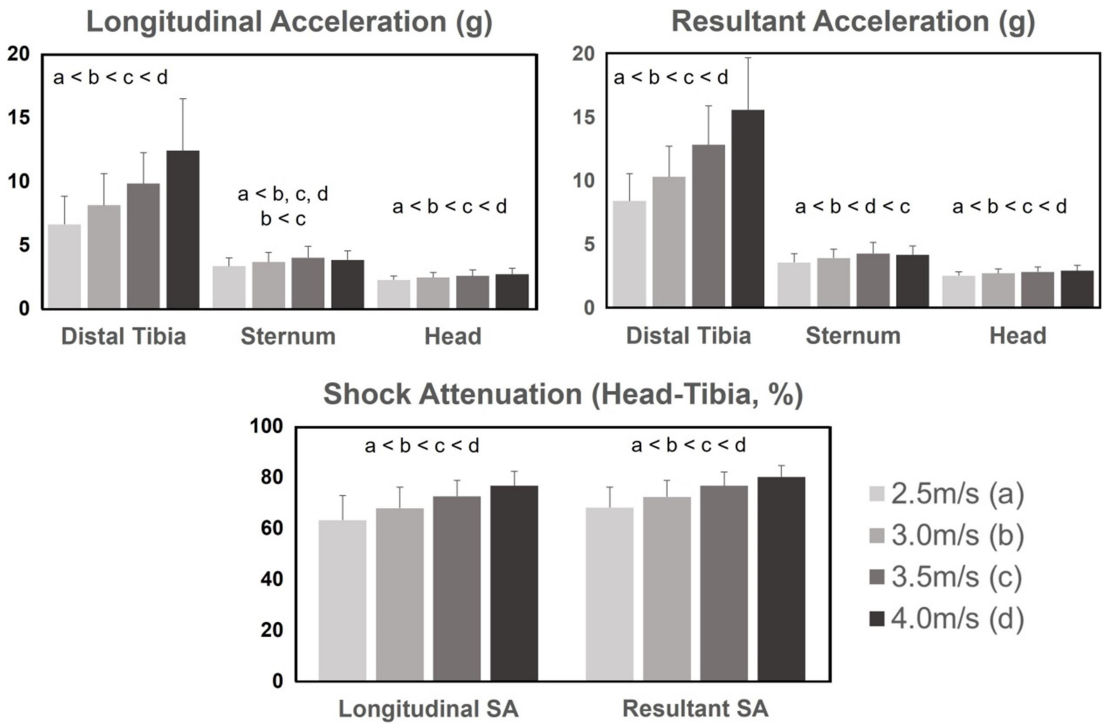

Figure 4. Acceleration variable by running speed.

산출하여 비교한 결과는 <Table 4>와 <Figure 4>와 같다. 최대 경골 수직 가속도와 최대 흉골 수직 가속도, 최대 머리 수직 가속도, 최대 경골 합성 가속도, 최대 흉골 합성 가속도, 최대 머리 합성 가속도 모두 속도가 증가할수록 통계적으로 증가하는 결과가 나타났지만(p<.05), 최대 흉골 수직 가속도에서 3.0 m/s와 3.5 m/s, 4.0 m/s 간에는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

7. 충격 흡수율(shock attenuation)

충격 흡수율에서는 경골에서 머리까지의 수직 충격 흡수율(vertical shock attenuation)과 합성 충격 흡수율(resultant shock attenuation)을 산출하여 비교한 결과는 <Table 4>와 <Figure 4>와 같다. 수직 충격 흡수율과 합성 충격 흡수율 모두 속도가 증가할수록 통계적으로 증가하는 결과가 나타났다(p<.05).

DISCUSSION

본 연구의 목적은 달리기 시, 다양한 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s)에 따른 인체 충격 가속도(충격 쇼크)의 크기와 충격 감쇠 정도를 비교하고, 이에 따른 운동학적 및 운동역학적 차이를 조사하는 것이다. 본 연구 결과, 2.5 m/s에서 4.0 m/s까지 속도가 증가할수록 경골 원위와 흉골, 머리에서의 수직 및 합성 충격 가속도는 증가하는 것으로 관찰되었다. 이와 같은 결과는 다수의 선행연구와 같이 속도가 증가할수록 경골 원위의 최대 수직 가속도와 최대 합성 가속도가 증가하였으며, 다수의 선행연구 결과와 유사한 값(2.7~3.7 m/s 최대 합성 가속도: 9.8~13.5 g)을 나타내었다(Park et al., 2022; Sheerin et al., 2018). 발이 지면과 접촉하면서 발생하는 충격은 하체의 움직임뿐만 아니라, 나머지 몸의 움직임으로 인해 발생된다. 즉, 인체의 충격 가속도는 발과 지면의 충돌(충격)에 의해 발생된다(Clark, Ryan & Weyand, 2017). 달리기 속도와 충격에 관한 선행연구를 살펴보면, 속도가 증가할수록 지면반력의 최대 수직 충격력과 충격 부하율(Keller et al., 1996; Nigg, Bahlsen, Luethi & Stokes, 1987), 제동력과 추진력(Dorn, Schache & Pandy, 2012)은 증가된다고 보고되었으며, 본 연구의 지면반력 결과와도 동일한 결과가 나타났다. 지면반력의 증가는 인체의 움직임 즉, 하체의 움직임도 크게 만들어 속도가 증가할수록 하체에서의 충격 가속도도 증가했을 것으로 판단된다.

또한, 속도가 증가할수록 경골과 머리 간 수직 및 합성 충격 흡수율이 증가되는 결과가 관찰되었으며, 다수의 선행연구 결과와도 일치하였다(Dufek et al., 2009; Lucas-Cuevas et al.,

2017; Park et al., 2022). 충격 가속도의 결과를 살펴보면, 경골에서의 충격 가속도는 흉골과 머리에서의 충격 가속도에 비해 약 2배 이상 크게 나타났으며, 속도 2.5 m/s에서 4.0 m/s까지의 수직 충격 가속도는 87.31%의 증가율을 보였다. 반면, 흉골과 머리에서는 속도 2.5 m/s에서 4.0 m/s까지 수직 충격 가속도 증가율은 각각 14.67%와 20.35%로 경골에 비해 매우 낮게 관찰되었다. 합성 충격 가속도에서는 수직 충격 가속도와 비슷한 증가율이 관찰되었다(경골: 85.27%, 흉골: 17.04%, 머리: 15.75%). 선행연구에 따르면 몸통은 하지에 비해 무게가 더 크게 분산되어 있어(Winter, 1995), 몸통 움직임의 안정성을 제어함으로써 충격을 약화시키는 중요한 동적 역할을 하며(Kavanagh, Barrett & Morrison, 2004; Mazza, Iosa, Pecoraro & Cappozzo, 2008), 머리는 충격 가속도를 안정적으로 유지함으로써 전정 및 시각 시스템을 보호한다(Derrick, Hamill & Caldwell, 1998). 따라서, 하지는 몸통에 비해 더 큰 충격과 충격 가속도를 받으며, 속도가 증가할수록 더 큰 힘이 가해지면서 하지와 몸통 간의 충격 차이는 증가되고, 이에 충격 흡수율의 증가로 이어졌을 것으로 판단된다. 따라서, 본 연구는 속도가 증가할수록 수직 및 합성 충격 가속도의 크기가 증가한다는 첫 번째 가설과 충격 흡수율이 증가한다는 두 번째 가설 모두 뒷받침되었다. 그러나, 본 연구의 충격 흡수율 범위는 선행연구의 충격 흡수율 범위에 비해 높게 관찰되었는데, 이는 선행연구의 달리기 속도 범위와 가속도계의 부착 부위(경골 원위와 흉골)가 다르기 때문이라 판단된다.

따라서, 속도가 증가할수록 수직 및 합성 충격 가속도의 크기가 증가한다는 첫 번째 가설은 뒷받침되었다. 또한, 속도가 증가할수록 경골과 머리 간 수직 및 합성 충격 흡수율이 증가되는 결과가 관찰되었다. 다수의 선행연구에서도 본 연구 결과와 같이 속도가 증가함에 따라 충격 흡수율이 증가하였으며(Dufek et al., 2009; Lucas-Cuevas et al., 2017; Park et al., 2022), 이에 본 연구의 두 번째 가설도 지지되었다. 그러나, 선행연구에서는 달리기 속도와 부착 위치가 본 연구의 설정과 다르기 때문에 본 연구의 충격 흡수율 범위인 63.21~80.19% 범위와는 다소 차이를 보였다.

발이 지면과 접촉하면서 발생하는 충격은 하체의 움직임뿐만 아니라, 나머지 몸의 움직임으로 인해 발생된다. 즉, 인체의 충격 가속도는 발과 지면의 충돌(충격)에 의해 발생된다(Clark et al., 2017). 달리기 속도와 충격에 관한 선행연구를 살펴보면, 속도가 증가할수록 지면반력의 최대 수직 충격력과 충격 부하율(Keller et al., 1996; Nigg et al., 1987), 제동력과 추진력(Dorn et al., 2012)은 증가된다고 보고되었으며, 본 연구의 지면반력 결과와도 동일한 결과가 나타났다.

충격 가속도의 결과를 살펴보면, 경골에서의 충격 가속도는 흉골과 머리에서의 충격 가속도에 비해 약 2배 이상 크게 나타났으며, 속도 2.5 m/s에서 4.0 m/s까지의 수직 충격 가속도는 87.31%의 증가율을 보였다. 반면, 흉골과 머리에서는 속도 2.5 m/s에서 4.0 m/s까지 수직 충격 가속도 증가율은 각각 14.67%와 20.35%로 경골에 비해 매우 낮게 관찰되었다. 합성 충격 가속도에서는 수직 충격 가속도와 비슷한 증가율이 관찰되었다(경골: 85.27%, 흉골: 17.04%, 머리: 15.75%). 선행연구에 따르면 몸통은 하지에 비해 무게가 더 크게 분산되어 있어(Winter, 1995), 몸통 움직임의 안정성을 제어함으로써 충격을 약화시키는 중요한 동적 역할을 하며(Kavanagh et al., 2004; Mazza et al., 2008), 머리는 충격 가속도를 안정적으로 유지함으로써 전정 및 시각 시스템을 보호한다(Derrick et al., 1998). 따라서, 하지는 몸통에 비해 더 큰 충격과 충격 가속도를 받으며, 속도가 증가할수록 더 큰 힘이 가해지면서 하지와 몸통 간의 충격 차이는 증가되고, 이에 충격 흡수율의 증가로 이어졌을 것으로 판단된다.

속도의 증가는 인체에 대한 충격 효과뿐만 아니라 달리기 동작 패턴도 변화시킨다. 달리기 속도에 따른 보행 변수를 살펴본 다수의 선행연구에서는 속도가 증가함에 따라 지지시간은 짧고, 체공시간과 활보장 길이, 활보장 주기는 증가하는 것으로 보고하였다(Gray et al., 2021; Orendurff et al., 2018; Park et al., 2022). 이는 보행 매개변수에 대한 본 연구의 결과(지지시간: 24.13% 감소, 체공시간: 4.44% 증가, 활보장 길이: 44.86% 증가, 활보장 주기: 11.11% 증가)에 뒷받침된다.

속도가 증가함에 따라 엉덩 관절과 무릎 관절, 발목 관절에서 특정 운동학적 패턴을 나타내는 통계적으로 유의미한 변화가 관찰되었다. 엉덩 관절과 무릎 및 발목 관절의 최대 굽힘 및 폄 각도는 달리기 속도가 증가함에 따라 대체적으로 증가하였다. 선행연구에서는 달리기 시 무릎 굽힘의 증가는 하지의 충격 감쇠에서 활성 근육의 역할을 조정할 수 있으며, 무릎 관절의 운동은 달리기 주자의 충격 특성을 조정하는데 중요한 역할을 한다고 제시하였다(Edwards, Derrick & Hamill, 2012; McMahon, Valiant & Frederick, 1987). 이는 본 연구 결과와 일치한다. 하지만, 무릎의 가동범위는 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 무릎이 굽혀지는 각도만큼 무릎의 최대 폄 각도가 유의하게 감소하였기 때문이다(2.5 m/s: 15.60°, 4.0 m/s: 16.84°). 즉 달리기 시, 무릎의 굽힘 모멘트와 폄 모멘트를 작용함으로써 무릎의 가동범위를 제한하고, 반면 엉덩 및 발목 관절의 가동범위를 증가시킴에 따라 충격을 감쇠시킨 것으로 판단된다. Park et al. (2022)는 노인의 달리기에서 무릎 관절의 굽힘 범위가 감소한 것을 관찰하였는데, 이는 무릎 주변의 약한 편심 수축과 관련이 있으며(Derrick et al., 1998; Edwards et al., 2012), 이에 무릎 관절보다 엉덩 및 발목 관절을 더 많이 사용함으로써 충격을 감쇠하였을 것이라 보고하였다. 하지만 이와 같은 결과는 본 연구와는 상반되는 결과라 볼 수 있다. 전반적으로 본 연구의 결과는 달리기 주자가 빨라지는 달리기 속도에 대처하기 위해 더 큰 활보장과

짧은 지지시간을 사용하고, 이에 하지 관절(엉덩 관절과 발목 관절)에서 더 많은 유연성이 생성되어 전반적인 충격 감쇠가 증가한 것으로 판단되며, 이와 유사한 결과가 선행연구에서 보고되었다(Derrick et al., 1998; Dorn et al., 2012; Fukuchi, Fukuchi & Duarte, 2017).

일반적으로 하지 관절의 모멘트와 파워는 달리기 속도 증가에 영향을 받는다. 추진력을 생성하여 달리기 속도를 높이는데 발바닥 굽힘근이 큰 기여를 하며(Hamner & Delp, 2013; Schache, Dorn, Williams, Brown & Pandy, 2014), 본 연구에도 적용할 수 있을 것으로 판단된다. 즉 본 연구의 결과와 같이, 속도가 증가함에 따라 발목 관절의 폄 모멘트와 양의 파워의 유의한 증가는 발바닥 굽힘근의 작용이 증가하였으며, 이에 추진력도 증가했을 것으로 판단된다. 엉덩 관절 부하와 관련하여, 달리기 속도가 증가할수록 엉덩 관절의 양의 파워 증가율은 증가된다(Schache et al., 2011). 본 연구 결과, 엉덩 관절의 양의 파워는 30.17%에서 33.67%로 증가한 반면, 무릎 관절과 발목 관절에서는 각각 16.82%에서 5.52%로, 25.74%에서 10.44%로 감소하였다. 이러한 결과는 달리기 속도가 증가할수록 다리가 지면에 더 높은 충격을 가해야 하기 때문에, 신체가 앞으로 빠르게 이동하기 위해 엉덩 관절의 근육을 활용하여 더 큰 제동력과 추진력을 발현시킨 것으로 판단된다.

이 연구의 주요 발견은 달리기 시, 속도가 증가함에 따라 몸통에서의 충격 가속도 크기 및 증가율은 하지에 비해 낮으며, 이에 따라 충격 흡수율은 더 증가된다는 것이다. 이는 충격으로부터 신체를 보호하기 위해 몸통의 움직임을 제한하고, 하지의 운동학적 움직임을 크게 함으로써 인체의 충격을 감쇠시키는 것으로 판단된다. 그러나, 인체가 충격을 감쇠시키는 전략 메커니즘을 더 자세히 파악하기 위해서는 각 분절에서의 충격 가속도를 산출할 필요가 있다. 본 연구에서는 가속도계를 경골 원위와 흉골, 머리에 제한하여 충격 가속도 특징을 규명하였지만, 신체 모든 분절에 가속도계를 부착하여 충격 가속도의 특징을 관찰하고 동시에 몸통 및 하지 관절 각도, 각속도 등의 운동학적 변수가 달리기 속도에 따른 각 분절에서의 충격 감쇠와 어떠한 연관이 있는지를 규명한다면, 인체 전체에 대한 달리기 충격 감쇠 메커니즘을 더욱 세밀하게 규명할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구의 결과를 올바르게 해석하기 위해서는 몇 가지 제한점을 고려해야 한다. 첫째, 경골 원위와 흉골, 머리에 부착한 가속도계는 피부에 부착했기 때문에 실제로 뼈에 전달되는 충격 가속도에 비해 과대 측정될 수 있다(Kim, Voloshin, Johnson & Simkin, 1993). 많은 가속도계 연구에서는 충격 가속도의 과대 측정을 최소화하기 위해 피부에 단단히 부착할 것을 제안하고 있다(Kim et al., 1993; Forner-Cordero et al., 2008). 본 연구에서도 과대 측정을 최소화하기 위해 2.4 g의 가벼운 가속도계를 활용하였으며, 양면 테잎으로 1차 고정시킨 후, 탄성 밴드(elastic band)로 2차 고정을 하였지만, 피부에 가속도계를 부착하는 경우 신중하게 준비하고 결과를 해석하는 것이 필요하다. 둘째, 충격 가속도 부착 시, 전-후, 좌-우 축 정렬에 대한 제한점에 의해 수직 충격 가속도와 합성 충격 가속도를 계산하였다. 가속도계 부착 시, 피부에 대한 과대 측정을 최소화하기 위해 경골 원위는 약 45도 비스듬히 부착하였다. 이와 같은 문제는 달리기 방향과 정렬되지 않으며, 경골의 각 운동에 영향을 받을 수 있기 때문에 3축의 합성 값으로 계산하였다(Sinclair, 2016). 셋째, 속도가 증가됨에 따라 착지 유형이 변화하지만(Cheung et al., 2017), 본 연구에서는 착지 유형에 따른 영향을 배제하기 위해 모든 연구 대상자에게 후족 착지 달리기를 동일하게 지시하였다. 하지만, 착지 유형에 따라서 인체 충격의 특성이 달라질 수 있으므로 향후 연구에서는 이러한 요소를 고려할 필요가 있다.

CONCLUSION

달리기 상해는 달리기 주자가 한번 이상 경험했을 정도로 발생율이 매우 높으며, 달리기 상해의 원인 중 하나로 충격을 제시하고 있다. 달리기 시, 인체에 전달되는 충격의 특성을 조사하여 충격 감쇠의 메커니즘을 규명한다면 달리기 관련 부상을 줄여 신체 건강을 유지하는데 적절한 훈련 방법과 강도, 자세를 제시할 수 있다. 본 연구의 결과에 따르면, 속도가 증가할수록 지면반력을 비롯한 하지에서의 충격이 커지며, 몸통 움직임의 안정성을 제어하고 하지의 가동범위와 보행 변수를 증가시킴으로써 충격 흡수율을 증가시키는 것으로 나타났다. 하지만, 본 연구의 실험 설계를 통해서는 인체 전체에 대한 충격 감쇠 효과를 규명하기에는 어려움이 있다. 따라서, 추후 연구에서는 신체 각 분절에 가속도계를 부착함으로써 신체 전체에 대한 충격 가속도의 특성을 파악하고, 이를 통해 달리기 시 인체의 충격 감쇠 메커니즘을 파악한다면, 달리기 주자의 효과적인 달리기와 건강 향상 및 유지를 할 수 있을 것으로 판단된다.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIT) (Grant number: 2020S1A5A2A01046477).

REFERENCES

Beck, B. R. (1998). Tibial stress injuries: an aetiological review for the purposes of guiding management. *Sports Medicine*, *26*(4), 265-279.

Brughelli, M., Cronin, J. & Chaouachi, A. (2011). Effects of running velocity on running kinetics and kinematics. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *25*(4), 933-939.

Busa, M. A., Lim, J., van Emmerik, R. E. & Hamill, J. (2016). Head and tibial acceleration as a function of stride frequency and visual feedback during running. *PloS One*, *11*(6), e0157297.

Cheung, R. T., Wong, R. Y., Chung, T. K., Choi, R. T., Leung, W. W. & Shek, D. H. (2017). Relationship between foot strike pattern, running speed, and footwear condition in recreational distance runners. *Sports Biomechanics*, *16*(2), 238-247.

Cheung, R. T. H., Zhang, J. H., Chan, Z. Y. S., An, W. W., Au, I. P. H., 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.

Clark, K. P., Ryan, L. J. & Weyand, P. G. (2017). A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces. *Journal of Experimental Biology*, *220*(2), 247-258.

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*(1), 128-135.

Dorn, T. W., Schache, A. G. & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, *215*(11), 1944-1956.

Dufek, J. S., Mercer, J. A. & Griffin, J. R. (2009). The effects of speed and surface compliance on shock attenuation characteristics for male and female runners. *Journal of Applied Biomechanics*, *25*(3), 219-228.

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*(5), 502-510.

Fields, K. B., Sykes, J. C., Walker, K. M. & Jackson, J. C. (2010). Prevention of running injuries. *Current Sports Medicine Reports*, *9*(3), 176-182.

Forner-Cordero, A., Mateu-Arce, M., Forner-Cordero, I., Alcantara, E., Moreno, J. C. & Pons, J. L. (2008). Study of the motion artefacts of skin-mounted inertial sensors under different attachment conditions. *Physiological Measurement*, *29*(4), N21-31.

Fredericson, M., Jennings, F., Beaulieu, C. & Matheson, G. O. (2006). Stress fractures in athletes. *Topics in Magnetic Resonance Imaging*, *17*(5), 309-325.

Fukuchi, R. K., Fukuchi, C. A. & Duarte, M. (2017). A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. *PeerJ*, *5*, e3298.

Glauberman, M. D. & Cavanagh, P. R. (2014). Rearfoot strikers have smaller resultant tibial accelerations at foot contact than non-rearfoot strikers. *Journal of Foot and Ankle Research*, *7*, 1.

Grabowski, A. M. & Kram, R. (2008). Effects of velocity and weight support on ground reaction forces and metabolic power during running. *Journal of Applied Biomechanics*, *24*(3), 288-297.

Gray, A., Price, M. & Jenkins, D. (2021). Predicting temporal gait kinematics from running velocity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *35*(9), 2379-2382.

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.

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

Hamner, S. R. & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of Biomechanics*, *46*(4), 780-787.

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.

Kavanagh, J. J., Barrett, R. S. & Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait & Posture*, *20*(3), 291-298.

Keller, T. S., Weisberger, A. M., Ray, J. L., Hasan, S. S., Shiavi, R. G. & Spengler, D. M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, *11*(5), 253-259.

Kim, W., Voloshin, A. S., Johnson, S. H. & Simkin, A. (1993). Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering*, *115*(1), 47-52.

Lafortune, M. A. & Hennig, E. M. (1992). Cushioning properties

of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics*, *7*(3), 181-184.

Lake, M. J. (2000). Determining the protective function of sports footwear. *Ergonomics*, *43*(10), 1610-1621.

Lee, Y. S. & Park S. K. (2023). Changes in Impact Characteristics of the Body by Different Heel Strike Patterns during Running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *33*(4), 164-174.

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.

Mazza, C., Iosa, M., Pecoraro, F. & Cappozzo, A. (2008). A. Control of the upper body accelerations in young and elderly women during level walking. *Journal of Neuro-Engineering and Rehabilitation*, *5*, 30.

McMahon, T. A., Valiant, G. & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, *62*(6), 2326-2337.

Meardon, S. A. & Derrick, T. R. (2014). Effect of step width manipulation on tibial stress during running. *Journal of Biomechanics*, *47*(11), 2738-2744.

Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S. & Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Science*, *21*(11), 911-919.

Nielsen, R. O., Nohr, E. A., Rasmussen, S. & Sørensen, H. (2013). Classifying running-related injuries based upon etiology, with emphasis on volume and pace. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *8*(2), 172-179.

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*(10), 951-959.

Orendurff, M. S., Kobayashi, T., Tulchin-Francis, K., Tullock, A. M. H., Villarosa, C., Chan, C., Kraus, E. & Strike, S. (2018). A little bit faster: Lower extremity joint kinematics and kinetics as recreational runners achieve faster speeds. *Journal of Biomechanics*, *71*, 167-175.

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.

Petersen, J., Nielsen, R. O., Rasmussen, S. & Sørensen, H. (2014). Comparisons of increases in knee and ankle joint moments following an increase in running speed from 8 to 12 to 16 km· h-1. *Clinical Biomechanics*, *29*(9), 959-964.

Reenalda, J., Maartens, E., Buurke, J. H. & Gruber, A. H. (2019). Kinematics and shock attenuation during a prolonged run on the athletic track as measured with inertial magnetic measurement units. *Gait & Posture*, *68*, 155-160.

Ryu, S., 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*, 1791-1798.

Schache, A. G., Blanch, P. D., Dorn, T. W., Brown, N. A., Rosemond, D. & Pandy, M. G. (2011). Effect of running speed on lower limb joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *43*(7), 1260-1271.

Schache, A. G., Dorn, T. W., Williams, G. P., Brown, N. A. & Pandy, M. G. (2014). Lower-limb muscular strategies for increasing running speed. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *44*(10), 813-824.

Sheerin, K. R., Besier, T. F. & Reid, D. (2018). The influence of running velocity on resultant tibial acceleration in runners. *Sports Biomechanics*, *19*(6), 750-760.

Sinclair, J. (2016). Sex differences in shock attenuation during running. *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine*, *15*(3).

Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R. & Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *36*(2), 95-101.

Voloshin, A. & Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, *15*(1), 21-27.

Whittle, M. W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, *10*(3), 264-275.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, *3*(4), 193-214.