

달리기 속도 및 시각적 피드백 제공이 충격 감소에 미치는 효과

Effects of Running Speed and Visual Feedback on the Reduction of the Impact

한수지(한국체육대학교 박사과정) · 이영성(한국체육대학교 박사과정) · 박상균(한국체육대학교 교수)*

Soo-ji Han · Young-Seong Lee · Sang-Kyoon Park *Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, Korea*

요약

본 연구의 목적은 달리기 속도 및 실시간 시각적 피드백 제공에 따른 충격 감소 효과를 검증함으로써 상해 예방을 위한 임상적 가능성과 올바른 안전한 달리기 방법을 제시하는 데 있다. 연구대상자는 건강한 성인 남성 21명(나이: 27.0 ± 3.9 yrs., 신장: 1.75 ± 0.6 m, 체중: 74.0 ± 10.7 kg)을 선정하였으며, 달리기 선호 속도의 $\pm 10\%$ 속도(V1: 3.7 ± 0.2 m/s, V2: 3.0 ± 0.1 m/s)로 일반 달리기와 실시간 시각적 피드백 달리를 각각 2분간 수행하였다. 통계처리는 각 조건(속도, 피드백 적용)에서 나타난 충격 감소 효과를 비교하기 위해 이원 반복측정분산분석(Two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였다($\alpha = .05$). 본 연구 결과, 속도에 따른 시공간 변인(보빈도, 보소요시간, 보폭길이, 접촉시간), 피드백 적용 시 접촉시간은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 또한, 착지 시 발목 및 엉덩관절 각과 이지 시 발 분절 각, 하지 관절(발목·무릎·엉덩관절) 각, 발-지면 및 엉덩관절의 가동범위는 속도에 따라 유의한 차이가 나타났으며, 피드백 적용은 착지 시 엉덩관절 각 및 이지 시 발-지면 각 및 무릎 관절 각, 하지 분절 및 관절의 가동범위가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($p < .05$). 최대 충격력, 최대 제동력, 충격 부하율, 제동 부하율은 속도 및 피드백 적용에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 수직 충격량 및 제동 충격량은 피드백 적용에 따른 통계적 차이만 나타났다($p < .05$). 결론적으로, 실시간 시각적 피드백은 달리기 시 충격 감소 효과를 나타냈으며, 달리기 속도가 느릴수록 충격이 감소하는 것을 알 수 있다.

Abstract

The purpose of this study was to present the clinical possibility and correct and safe running method for injury prevention by verifying the impact reduction effect of running speed and providing real-time visual feedback. The subjects of the study were 21 healthy adult males (age: 27.0 ± 3.9 yrs., height: 1.75 ± 0.6 m, weight: 74.0 ± 10.7 kg), and the preferred running speed was $\pm 10\%$ (V1: 3.7 ± 0.2 m/s, V2: 3.0 ± 0.1 m/s) for normal running and real-time visual feedback running for 2 minutes each. For statistical processing, two-way repeated measure ANOVA was performed to compare the impact reduction effect under each condition (speed, feedback application) ($\alpha = .05$). As a result of this study, there was a statistically significant difference in spatiotemporal variables (stride frequency, stride time, stride length, contact time) according to speed and contact time when feedback was applied ($p < .05$). In addition, the angle of the ankle and hip joint at foot contact, the angle of the foot segment at toe off, the angle of the lower extremity joint (ankle/knee/hip joint), and the range of motion of the foot segment and hip joint were significantly different depending on the speed. There were statistically significant differences in hip joint angle at foot contact, foot and knee joint angle, lower extremity segment and joint range of motion at toe off ($p < .05$). The impact peak force, braking peak force, impact loading rate, and braking load rate showed statistically significant differences according to the speed and feedback application, and only the vertical impact impulse and braking impulse showed statistical differences according to the feedback application ($p < .05$). In conclusion, real-time visual feedback showed an effect of reducing impact during running, and it can be seen that the slower the running speed, the lower the shock.

Key words : real-time visual feedback, running injury, impact force, impact reduction effect

* spark@knsu.ac.kr

I. 서론

달리기는 심폐지구력 향상 및 체지방 감소 등 건강을 증진시켜 주는 유산소 운동으로써 엘리트 선수들 뿐만 아니라 생활체육에 참여하는 동호인들에게도 매우 인기있는 신체활동이다(고영찬, 김영표, 2008; Stamatakis & Chaudhury, 2008). 하지만, 규칙적인 달리기 수행하는 사람들이 증가하면서 슬개대퇴부 통증, 경골 스트레스 골절 및 아킬레스 건병증 등의 부상 위험도 같이 증가하고 있다(Tenforde et al., 2013; Hespanhol, Van Mechelen, Postuma & Verhagen, 2016). 실제로 달리기와 높은 부상률은 밀접한 관계가 있으며, 매년 19-79%의 주자가 부상을 경험하게 된다(Taunton et al., 2002; Van Gent et al., 2007). 달리기로 인한 부상은 발이 지면에 접촉할 때 충격이 발생되며 다리로부터 전신으로까지 충격을 전달하여 상해를 일으킬 뿐만 아니라(Gruber, Boyer, Derrick & Hamill, 2014), 충격이 증가하는 빠른 속도나 지속적으로 충격을 가하는 강도 높은 훈련량에 의해 발생되기도 한다(Milner et al., 2006; Zifchock, Davis, Higginson, McCaw & Royer, 2008; Zadpoor & Nikooyan, 2011; Nielsen et al., 2013).

운동역학 분야에서는 달리기 시 충격으로 인해 발생하는 상해를 규명하기 위해 많은 연구가 수행되어져 왔다. 충격을 감소시키기 위해 신발이나 착지 패턴을 변경하여 달리기를 수행하거나(O'Leary, Vorpahl & Heiderscheit, 2008; Goss & Gross, 2012; Mercer & Horsch, 2015), 보빈도(step frequency)나 보폭(step length), 몸통 분절의 자세를 변경하여 달리기 시 충격 감소 효과를 연구하였다(Huang, Xia, Chen, Cheng, Cheung & Shull, 2019). 선호 속도 또는 단일 고정 속도에서 달리기를 수행한 선행연구들은 보빈도와(step frequency)와 지면 접촉시간(ground contact time)의 감소(Bredeweg, Kluitenberg, Bessem & Buist, 2013; Luedke, Heiderscheit, Williams & Rauh, 2016), 최대 무릎 굴곡 각도와 최대 발목 배측굴곡 각도의 감소(Hein, Janssen, Wagner-Fritz, Haupt & Grau, 2014), 수직 부하율/loading rate)과 최대 수직 충격력(maximum vertical impact force), 최대 제동력(maximum braking force)의 증가가 달리기 시 발생하는 충격과 밀접한 관련이 있으며 부상 위험이 증가한다고 보고하였다(Bredeweg et al., 2013; Davis, Bowser & Mullineaux, 2016; Napier, MacLean, Maurer, Taunton & Hunt, 2018). 속도에 따른 충격 감소 효과를 연구한 결과, 달리기 속도가 빨라질수록 하퇴의 가속도가 증가하기때문에 보폭길이 및 보빈도가 증가하며, 이러한 보폭길이의 증가는 충격을 감소시킬 수 있다고 보고되었다(Mercer, Vance, Hreljac & Hamill, 2002).

이러한 부상 위험을 최소화하고 충격 부하를 줄이는 효과적인 전략으로써 직·간접적인 실시간 피드백이 제시되어왔다(Crowell, Milner, Hamill & Davis, 2010; Nylander, Jacobsson & Tholander, 2014; Tate & Milner, 2017; Garofolini, Oppici & Taylor, 2020; Van den Berghe et al., 2022). Crowell et al.(2010)의 연구는 경골 가속도에 대한 실시간 시각적 피드백을 사용하여 달리기 시 하지에 가해지는 부하를 감소시키는 결과를 보고하였으며, Nylander et al.(2014)은 수직 및 수평 가속도를 기반으로 달리기 동작을 시각화

하여 제시하거나 메트로놈을 이용하여 청각 신호를 제시하였다. Tate & Milner(2017)는 달리기 동작에서 발이 지면에 접촉할 때 발생하는 소음의 데시벨(dB)을 측정하여 수치를 시각적으로 제시한 결과 부하율과 충격력을 감소시킨다고 보고하였다. 또한, Garofolini et al.(2020)는 부하 속도와 지면 착지 시 발의 각도를 이용하여 직·간접적 피드백을 제시하였으며, 지면 착지 시 발의 각도를 이용하여 제시한 간접적 피드백이 부하 속도에 대한 직접적 피드백보다 충격 부하를 감소시키는데 효과적이라고 보고하였지만, 직접적 피드백보다 간접적 피드백이 충격 부하의 변동성이 높은 것으로 나타났다. Van den Berghe et al.(2022)의 연구에서는 경골 가속도를 이용하여 음악 기반 바이오피드백을 제시하였을 때 최대 경골 가속도가 감소하는 결과를 보고하였다.

그러나, 이와 같은 피드백 기반 연구들은 달리기 속도에 따른 차이를 제시하지 않았으며 경골 가속도나 발의 각도, 부하 속도 등 다양한 방법으로 피드백을 제시하여 달리기 상해를 줄이고자 하였다. 뿐만 아니라, 달리기 상해의 충격에 대한 명확한 근거가 부족하며 기존 연구들의 중재(intervention)는 임상적 실현이 어렵다는 한계가 있다(Barton et al., 2016). 따라서, 충격으로 인한 달리기 상해를 예방할 수 있는 보다 직접적인 피드백 방식의 효과를 검증할 필요가 있다고 판단하였으며, 충격과 직접적으로 관련되어 있는 지면반력 데이터의 최대 수직 충격력을 분석함으로써 주자가 직관적으로 충격에 대한 정보를 확인할 수 있도록 실시간 시각적 피드백을 제시하고자 한다. 본 연구의 목적은 달리기 속도 및 실시간 시각적 피드백 제공에 따른 충격 감소 효과를 검증함으로써 상해 예방을 위한 임상적 가능성과 올바르게 안전한 달리기 방법을 제시하는 데 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구의 대상자는 최근 6개월 간 하지 부상 경험 및 주행 관절 가동범위에 이상이 없으며, 주 2시간 이상 달리기를 실시하는 성인 남성 21명(age: 27.0 ± 3.9 yrs., height: 1.75 ± 0.6 m, body mass: 74.0 ± 10.7 kg)을 선정하였다. 본 연구를 수행하기 위해 K 대학의 생명윤리 위원회에서 심의 승인을 받았으며(승인번호: 20211111-152, 승인일: 2021.11.22), 모든 피험자들은 실험에 참여하기 전 실험과정에 대한 충분한 설명을 듣고 동의서를 작성한 후 실험에 참여하였다.

2. 측정 방법

본 연구를 수행하기 위해 적외선 카메라(Oqus3+, Qualisys, SWE) 8대와 지면 반력이 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA)을 사용하였다. 실험이 이루어지는 공간에 NLT(non-linear transformation) 방식 캘리브레이션을 수행하여 3차원 공간을 형성한 뒤, 신체에 부착된 반사 마커의 위치 좌표 값을 획득하였다. 자

료 분석을 위해 적외선 카메라와 지면 반력 자료를 동조(synchronization)시킨 뒤 Qualisys Track Manager Software(QTM, Qualisys, SWE)를 통해 자료를 수집하였으며, 적외선 카메라의 샘플링(sampling) 주파수는 120 Hz, 지면 반력의 샘플링 주파수는 1200 Hz로 설정하였다.

실험 전 선별된 연구 대상자들은 타이즈를 착용한 후 인체 분절 및 관절에 반사 마커를 부착하였으며(그림 1), 부상을 방지하기 위해 충분한 준비운동을 실시하였다. 신호 속도는 30m의 주로에서 3회의 달리를 실시하여 측정하였으며, 산출된 평균 값(3.4 ± 0.2 m/s)의 $\pm 10\%$ 를 트레드밀 고정속도로 적용하였다(Jordan, Challis, & Newell, 2006).

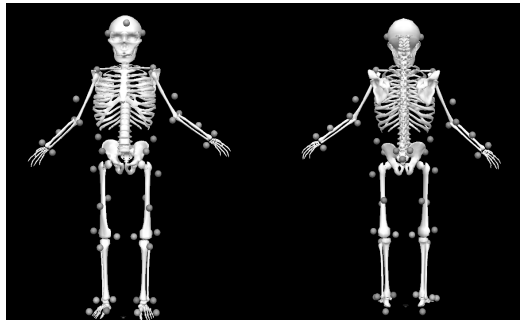


그림 1. 마커 부착 위치

달리기 유형은 일반 달리기와 시각적 피드백을 적용한 달리를 수행하였으며, 달리기 유형 별로 빠른 속도(V1: 3.7 ± 0.2 m/s)와 느린 속도(V2: 3.0 ± 0.1 m/s)를 적용하여 각각 2분간 달리를 수행하였다. 이때, 달리기 유형 및 속도는 무작위로 제시하였으며, 피로와 부상을 방지하기 위하여 각 실험 간 충분한 휴식을 취하였다. 또한, 시각적 피드백은 지면 접촉 시마다 발생하는 지면반력 데이터의 충격력 수치를 트레드밀 앞에 설치된 모니터 화면에 숫자로 제시하는 실시간 데이터 변환 장비 및 피드백 프로그램을 개발하여 사용하였으며, 피험자가 화면에 제공된 충격력 수치를 감소시키며 뛰도록 설명하였다(그림 2).

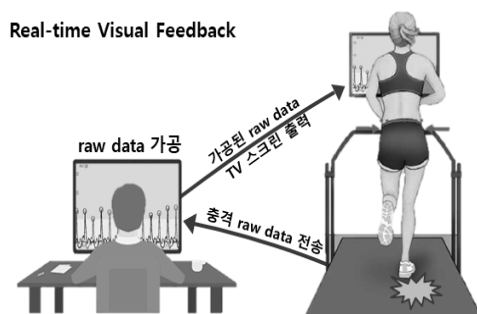


그림 2. 실시간 시각적 피드백 실험 환경

3. 자료 처리

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 충격 감소 효과를 분석하기 위해 각 2분의 데이터 중 후반 30 stride의 데이터를 분석에 활용하였으며, 3차원 동작 분석 시스템을 통해 수집된 자료는 Visual3D Software(C-motion, USA)를 사용하여 분석하였다. 달리기 시 착지(contact) 시점과 이지(take off) 시점은 수직 지면반력 데이터를 통해 분석시점(events)을 설정하였으며, 기준 역치(threshold)는 20N으로 설정하였다. 또한, 자료 획득과정에서 발생한 3차원 위치좌표 데이터의 오차(noise)를 최소화하기 위해 2차 저역통과 필터(butterworth 2nd low-pass filter)를 사용하였으며, 차단 주파수(cut-off frequency)는 6 Hz로 설정하였다.

4. 분석 변인

1) 시공간 변인(spatio-temporal parameters)

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 시공간 변인은 우세측 하지의 보빈도(stride frequency), 보소요시간(stride time), 보폭길이(stride length), 접촉시간(contact time)을 산출하였으며, 변인의 평균과 표준편차를 분석에 사용하였다.

2) 운동학적 변인(kinematic variables)

운동학적 변인은 착지 및 이지 시 우세측 하지 관절 굴곡/신전 각도와 굴곡/신전 가동범위, 발 분절과 지면 사이의 굴곡/신전 각도 및 굴곡/신전 가동범위의 평균 및 표준편차를 산출하여 분석에 사용하였다. 이때, 발 분절 · 발목관절은 + 배측굴곡 / - 저측굴곡, 무릎 · 엉덩관절은 + 굴곡 / - 신전으로 정의하였다.

3) 충격 특성(impact characteristics)

수직 지면반력 값을 사용하여 최대 충격력(impact peak force), 충격부하율(impact loading rate) 및 충격량(impact impulse)을 산출하였으며, 전후 지면반력 값을 사용하여 최대 제동력(braking peak force), 제동 부하율(braking loading rate) 및 제동 충격량(braking impulse)을 산출한 뒤 평균과 표준편차를 분석에 사용하였다(그림3).

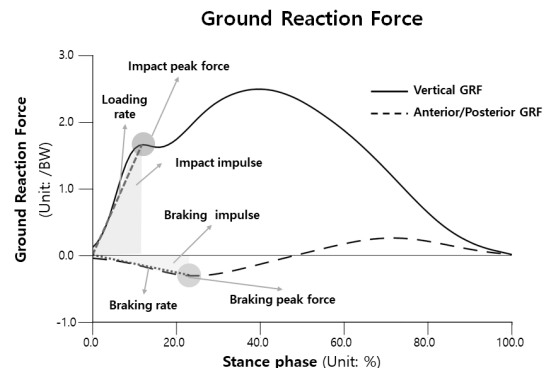


그림 3. 지면반력 충격특성 산출변인

6. 통계 분석

통계처리는 SPSS 25.0 Software(IBM, USA)를 사용하였으며, 수집된 3차원 동작 분석 및 지면 반력 데이터의 평균과 표준편차를 산출하여 분석하였다. 또한, 달리기 시 속도 조절과 시각적 피드백 적용에 따른 차이를 분석하기 위하여 이원 반복측정 분산분석(two-way repeated measure ANOVA)을 실시하였으며, 이때 통계적 유의수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

III. 연구결과

1. 시공간 변인(spatio-temporal parameters)

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 시공간 변인을 분석한 결과는 <표 1>과 같다. 분석결과 보빈도, 보소요시간, 보폭길이, 접촉시간은 달리기 속도에 따라 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 속도×피드백 적용에 따른 상호작용 효과가 있는 것으로 나타났다($p < .05$). 피드백 적용에 따른 차이는 접촉시간 변인이 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).

표 1. 시공간 변인

Variables (Unit)	Velocity	Task		Interaction		Velocity		Task	
		Normal (M±SD)	Visual (M±SD)	F	p	F	p	F	p
Stride frequency (Hz)	Slow	1.39±0.07	1.36±0.09	8.386	.01*	99.313	.01*	.620	.44
	Fast	1.43±0.08	1.43±0.11						
Stride time (sec.)	Slow	0.72±0.04	0.74±0.05	7.091	.01*	99.904	.01	1.277	.27
	Fast	0.70±0.04	0.70±0.05						
Stride length (/leg length)	Slow	3.33±0.11	3.40±0.19	6.320	.02*	2374.887	.01*	1.089	.31
	Fast	2.64±0.11	2.65±0.19						
Contact time (sec.)	Slow	0.28±0.02	0.30±0.02	10.808	.01*	736.132	.01*	27.664	.01*
	Fast	0.24±0.02	0.26±0.02						

* $p < .05$

표2. 하지 관절 및 분절 각도

Events	Variables (Unit: deg.)	Velocity	Task		Interaction		Velocity		Task	
			Normal (M±SD)	Visual (M±SD)	F	p	F	p	F	p
Foot contact	Foot - lab ¹	Slow	15.06±3.25	27.34±6.72	.003	.95	1.063	.31	1.659	.21
		Fast	15.33±4.16	29.27±6.6						
	Ankle joint	Slow	-13.76±3.25	-15.24±4.43	.683	.42	37.367	.01*	3.644	.07
		Fast	-15.08±3.66	-16.20±4.46						
	Knee joint	Slow	6.65±3.16	7.11±3.24	.012	.91	1.707	.21	2.030	.17
		Fast	7.03±3.23	7.57±3.67						
	Hip joint	Slow	24.19±5.47	27.35±6.73	1.249	.28	47.251	.01*	16.896	.01*
		Fast	26.57±6.18	29.27±6.60						
Toe off	Foot - lab ¹	Slow	-52.29±3.23	-55.41±3.36	1.329	.26	8.499	.01*	26.117	.01*
		Fast	-53.60±3.89	-56.05±3.52						
	Ankle joint	Slow	-38.06±4.55	-37.73±4.73	.228	.64	8.067	.01*	1.071	.31
		Fast	-38.70±4.66	-38.16±4.64						
	Knee joint	Slow	9.71±5.24	13.21±6.28	.199	.66	38.751	.01*	22.027	.01*
		Fast	7.54±4.85	10.68±5.38						
	Hip joint	Slow	-12.48±5.47	-13.13±5.73	4.347	.01*	49.022	.01*	.322	.58
		Fast	-14.95±6.02	-14.73±6.68						
Range of Motion	Foot - lab ¹	Slow	67.35±3.89	71.53±6.93	.740	.40	8.998	.01*	12.666	.01*
		Fast	68.94±5.34	72.41±6.43						
	Ankle joint	Slow	40.82±3.97	42.45±3.64	1.170	.29	2.638	.12	5.069	.04*
		Fast	41.54±4.14	42.63±4.08						
	Knee joint	Slow	27.42±2.77	29.81±4.88	3.274	.09	1.212	.28	5.041	.04*
		Fast	28.20±3.43	29.78±4.82						
	Hip joint	Slow	36.82±3.66	40.77±4.05	5.005	.04*	96.377	.01*	20.898	.01*
		Fast	41.62±4.52	44.24±4.59						

* $p < .05$

¹Foot-lab: angle between foot segment and laboratory floor

2. 운동학적 변인(kinematic variables)

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 운동학적 변인을 분석한 결과는 <표 2>와 같다. 먼저, 지면 착지 시 하지의 각도는 속도에 따라 발목관절 및 엉덩관절 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 피드백 적용에 따라 엉덩관절 각도가 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 이지 시 하지의 각도는 속도에 따라 발-지면의 상대 각도, 발목·무릎·엉덩관절 각도 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 피드백 적용에 따라 발-지면의 상대 각도, 무릎관절 각도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 또한, 이지 시 엉덩관절 각도는 속도×피드백 적용에 따른 상호작용 효과가 있는 것으로 나타났다($p<.05$). 하지 분절 및 관절 가동범위 분석결과는 속도에 따라 발-지면 및 엉덩관절의 가동범위가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며, 피드백 적용에 따라 발-지면 각의 가동범위, 발목·무릎·엉덩관절 가동범위 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$). 또한, 엉덩관절의 가동범위는 속도×피드백 적용에 따른 상호작용 효과가 나타났다($p<.05$).

3. 충격 특성(impact characteristics)

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 지면반력 충격 특성을 분석한 결과는 <표 3>과 같다. 속도에 따라 최대 수직 충격력, 최대 제동력, 수직 충격부하율, 제동 부하율이 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 피드백 제공에 따라 최대 수직 충격력, 최대 제동력, 수직 충격부하율, 제동 부하율, 수직 충격량, 제동 충격량이 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다($p<.05$).

IV. 논의

본 연구에서는 달리기 시 속도와 시각적 피드백 제공 여부에 따른 충격 감소 효과를 평가하기 위해, 각 조건에서 나타난 시공간 변인, 운동학적 변인, 지면반력 충격특성 변인의 차이를 분석하였다. 먼저, 시공간 변인을 분석한 결과 빠른 속도일수록 보빈도가 증가하면서 보 소요시간, 보폭길이가 짧게 나타났다. 이러한 결과는 달리기 속도가 증가함에 따라 보폭과 보빈도가 증가하는 선행연구 결과와 일치한다(Fukuchi, Fukuchi & Duarte, 2017). 접촉시간의 경우에도 속도가 빠를수록 더 짧은 시간이 소요되는 반면, 시각적 피드백 달리기와 일반 달리기보다 접촉시간이 증가하는 것을 확인하였으며, 충격 감소를 위해 피드백을 제공한 연구에서도 피드백 제공이 접촉시간을 증가시키는 결과를 나타내었다(이영성 & 박상균, 2021). 또한, 빠른 속도의 달리기에서는 피드백 제공에 따른 변화를 알 수 없지만, 느린 속도의 달리기에서는 시각적 피드백을 제공하는 경우 보 소요시간, 보폭길이, 접촉시간이 증가하여 보빈도가 감소하는 상호작용 효과가 나타났다. 보폭길이가 증가할수록 무릎과 발목관절에서 더 큰 에너지를 흡수하여 충격이 감소된다는 선행연구 결과를 미루어보았을 때(Mercer, Devita, Derrick & Bates, 2003; Baggaley et. al., 2020), 느린 속도에서 달리기를 수행하는 경우 신체를 제어할 수 있기 때문에 피드백의 긍정적인 효과가 나타나지만 트레드밀 속도가 증가함에 따라 신체를 제어할 수 있는 시간이 제한적이기 때문에 피드백의 효과가 잘 나타나지 않는 것으로 사료된다.

표 3. 지면반력 충격 특성

Variables (Unit)	Velocity	Task		Interaction		Velocity		Task	
		Normal	Visual	F	p	F	p	F	p
Impact peak force (BW)	Slow	1.57±0.19	1.34±0.29	.073	.79	190.850	.01*	15.501	.01*
	Fast	1.77±0.20	1.54±0.34						
Braking peak force (BW)	Slow	-0.31±0.04	-0.29±0.05	.101	.75	189.259	.01*	4.812	.04*
	Fast	-0.38±0.05	-0.37±0.07						
Impact loading rate (/BW/s)	Slow	54.9±15.02	43.68±12.76	.124	.73	99.005	.01*	17.137	.01*
	Fast	69.45±19.04	57.67±17.74						
Braking loading rate (/BW/s)	Slow	-5.32±1.34	-4.60±1.07	.034	.85	90.945	.01*	11.185	.01*
	Fast	-7.41±2.11	-6.76±1.77						
Impact impulse (%BW*s)	Slow	2.52±0.60	2.19±0.68	.087	.77	.087	.77	13.158	.01*
	Fast	2.52±0.60	2.14±0.48						
Braking impulse (%BW*s)	Slow	7.14±1.11	6.71±0.72	1.000	.33	1.245	.28	6.194	.02*
	Fast	7.10±1.18	6.38±1.24						

* $p<.05$

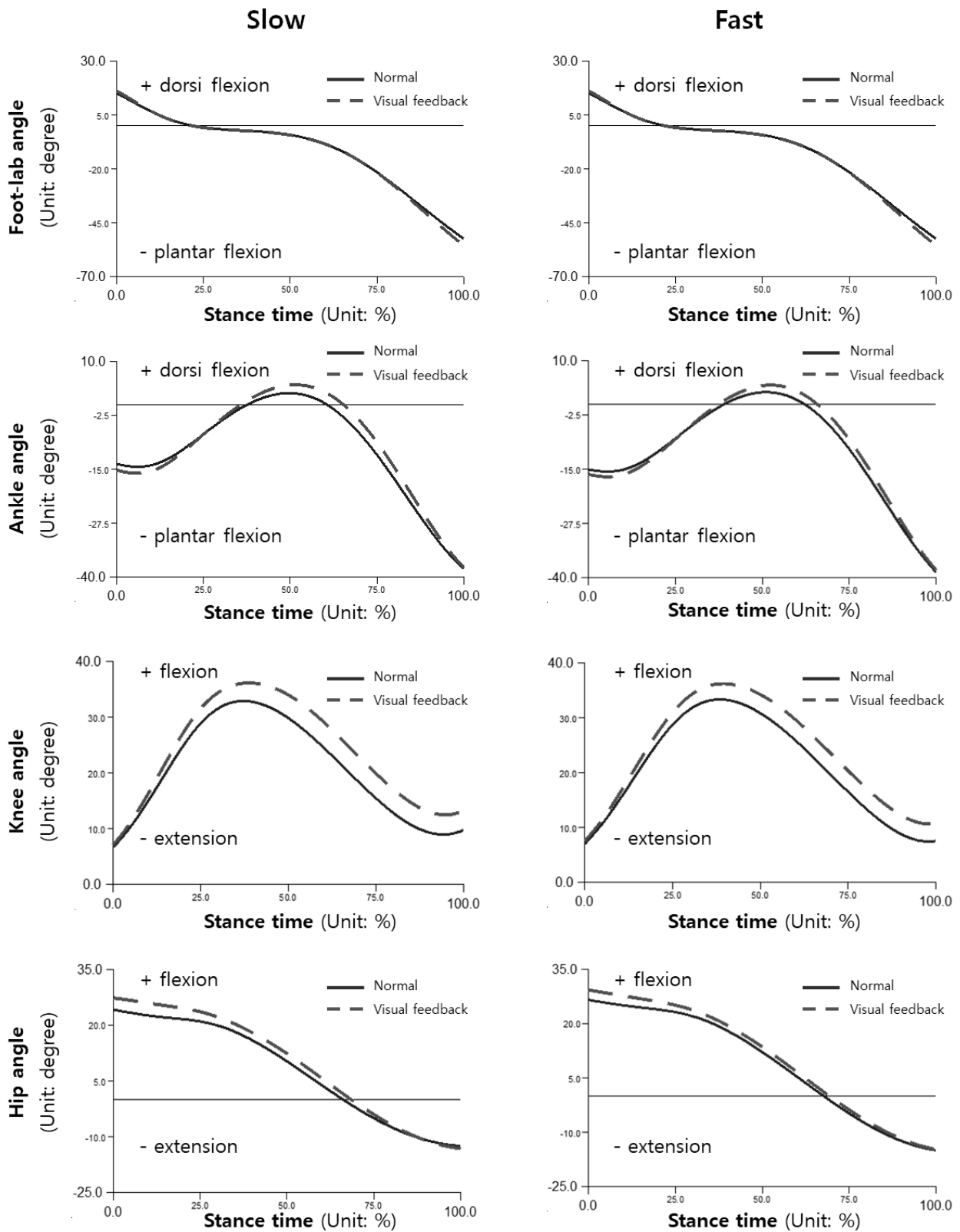


그림 4. 하지 분절 및 관절 각도

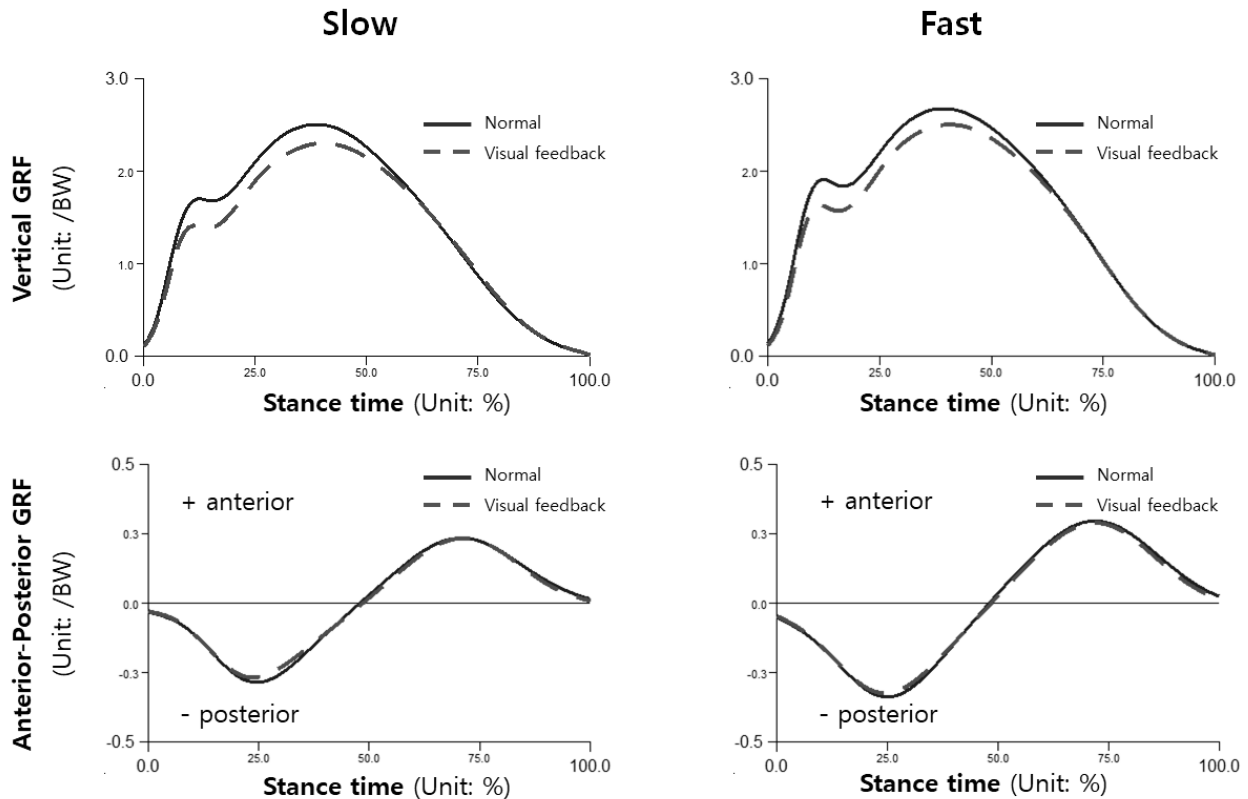


그림 5. 지면반력 충격 특성

달리기 시 시각적 피드백 제공에 따른 운동학적 변인의 차이를 분석한 결과, 지면접촉 시의 엉덩관절 각도는 일반 달리기 시보다 시각적 피드백을 제공하였을 때 굴곡 각도가 더 증가하였고, 빠른 속도일수록 발목관절 및 엉덩관절 굴곡 각도가 증가하였다. 또한, 엉덩관절 각도는 느린 속도보다 빠른 속도에서 굴곡 각도가 더 증가하였으며, Folland, Allen, Black, Handsaker & Forrester(2017)의 연구에서 빠른속도의 달리기를 수행할 때 지면 접촉 시 대퇴의 전방 움직임을 증가시켜 더 큰 움직임을 수행하는 것으로 나타난 결과를 빚대어 보았을 때, 본 연구에서도 빠른 속도에서 더 큰 움직임을 수행하기 위해 엉덩관절의 굴곡 각을 증가시키는 것으로 사료된다. 이지 시에는 발-지면 상대 각도, 발목·무릎·엉덩관절 각도 모두 빠른 속도에서 더 신전되는 것으로 나타났으며, 이는 트레드밀 속도가 증가함에 따라 다음 착지 구간을 준비하고 가속 단계에 도움을 주기 위한 것으로 보인다(Sandell, Palmgren & Björndahl, 2008). 또한, 시각적 피드백을 제공하는 것은 이지 시 발-지면 상대 각도의 신전각과 무릎관절의 굴곡각을 증가시키는 결과를 나타냈으며, Moore, Jones & Dixon(2012)는 이지 시 무릎관절의 굴곡각 증가는 추진력과 정적 상관이 있다고 보고하였다. 이는, 이지 시 무릎 굴곡의 증가는 스윙 국면에서 가속을 하기 위한 준비 동작으로 판단된다. 또한, 이지 시 엉덩관절 각도는 느린 속도에서 피드백을 제공하였을 때 신전 각도가 증가한 반면, 빠른 속도에서는 피드백을 제공하였을 때가 일반 달리기 시보다 신전 각도가 감소하는 상호작용 효과가 나타났다. Novacheck(1998)에 따

르면 속도가 증가함에 따라 최대 엉덩관절 굴곡도 증가하여 보폭이 길어진다고 보고하였으며, 본 연구의 결과는 상반된 결과를 나타냈다. 또한, 본 연구결과의 평균값을 비교해보았을 때 두 속도 조건 모두 피드백 제공 유무에 따른 차이는 크지 않다고 판단된다. 따라서, 본 연구자는 느린 속도에서는 피드백 제공이 이지 시의 엉덩관절을 신전시킴으로써 대퇴의 가동범위를 증가시켜 착지를 위한 준비 동작을 수행하는 경향이 있으며, 빠른 속도에서는 근위 관절의 신전을 제한하여 신체를 제어하는 경향이 있다고 판단하였다. 하지관절 및 분절의 가동범위는 속도가 빠를수록 발-지면 및 엉덩관절의 가동범위가 증가하였으며, 발-지면 각의 가동범위, 발목·무릎·엉덩관절 가동범위 모두 피드백 제공 시에 증가하였다. 또한, 엉덩관절에서는 속도와 피드백 제공에 따른 상호작용 효과도 나타났다.

마지막으로, 달리기 속도가 증가할수록 최대 수직 충격력, 최대 제동력, 충격 부하율 및 제동 부하율도 증가하는 것으로 나타났다. 반면, 시각적 피드백을 제공하였을 때가 일반 달리기 시보다 최대 수직 충격력, 최대 제동력, 충격 부하율, 제동 부하율, 수직 충격량, 제동 충격량 모두 감소하는 결과를 나타내었다. 즉, 속도가 빠를수록 충격이 증가하며(Mercer et al., 2002), 시각적 피드백 제공이 충격 부하를 감소시킬 수 있는 것을 의미한다(Crowell et al., 2010). 따라서, 충격력의 실시간 시각적 피드백 제공은 달리기 주자의 충격 감소전략 수립과 실행에 보다 효과적인 것으로 판단할 수 있다.

위 내용을 종합해보면, 빠른 속도의 달리기일수록 접촉시간이 짧아지기 때문에 충격을 흡수할 수 있는 시간이 제한적이지만, 시각적 피드백을 적용하였을 때는 지면 접촉시간의 증가를 통해 충격 흡수 시간을 충분히 제공하는 것으로 나타났다. 또한, 시각적 피드백은 이지 시 발 분절과 무릎관절을 굴곡시켜 스윙 동작을 수행함으로써, 보(stride) 구간 동안 하지 분절 및 관절 가동범위의 증가를 통해 착지를 위한 준비 단계를 거친 후 충격을 흡수하는 전략을 세워 달리기를 수행하는 것을 알 수 있다. 마지막으로, 달리기 속도가 증가할수록 충격이 증가하였으며, 시각적 피드백은 충격 감소에 효과적인 것으로 나타났다.

V. 결론 및 제언

본 연구는 달리기 시 속도와 시각적 피드백 제공 여부에 따른 충격 감소 효과를 분석함으로써 달리기 시 시각적 피드백의 효과성을 증명하고자 하였다. 본 연구에서 두 가지 속도 조건의 달리기 시 충격 데이터의 실시간 시각적 피드백을 제공한 결과, 실시간 시각적 피드백과 느린 속도의 달리기는 충격 감소에 효과적인 것을 알 수 있었다.

본 연구에서는 2분간의 달리기를 실시하여 후반 30 stride의 데이터만 분석하였으나, 피드백을 장시간 달리기에 제공하는 경우 신체적 피로가 발생할 수 있음을 실험을 통해 파악하였다. 따라서, 후속연구를 통해 장시간 달리기 시 피로와 피드백의 상관관계를 규명하여 적절한 피드백 훈련 프로토콜을 제시할 필요가 있다. 또한, 본 연구에서는 지면반력 데이터를 사용하여 검출된 충격력 수치를 시각화하여 피드백하였으나, 청각 피드백보다 효과적인지 확인하지 못하였다. 따라서, 충격력 데이터를 시·청각 피드백으로 구분하여 제시하였을 때 어떤 피드백 방식이 달리기 주자의 부상 위험 감소에 보다 효과적인지 규명할 필요가 있다.

참고문헌

고영찬, & 김영표. (2008). 걷기와 달리기 속도에 따른 에너지소비 및 에너지 기질 분석. **한국사회체육학회지**, 33(2), 1021-1030.

이영성, & 박상균. (2021). 달리기 시 언어적 지시가 충격 감소 및 동작 변화에 미치는 영향. **스포츠사이언스**, 39(3), 149-158.

Baggaley, M., Vernillo, G., Martinez, A., Horvais, N., Giandolini, M., Millet, G. Y., & Edwards, W. B. (2020). Step length and grade effects on energy absorption and impact attenuation in running. *European Journal of Sport Science*, 20(6), 756-766.

Barton, C. J., Bonanno, D. R., Carr, J., Neal, B. S., Malliaras, P., Franklyn-Miller, A., & Menz, H. B. (2016). Running

retraining to treat lower limb injuries: a mixed-methods study of current evidence synthesised with expert opinion. *British journal of sports medicine*, 50(9), 513-526.

Bredeweg, S. W., Kluitenberg, B., Bessem, B., & Buist, I. (2013). Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(3), 205-210.

Crowell, H. P., Milner, C. E., Hamill, J., & Davis, I. S. (2010). Reducing impact loading during running with the use of real-time visual feedback. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(4), 206-213.

Davis, I. S., Bowser, B. J., & Mullineaux, D. R. (2016). Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *British journal of sports medicine*, 50(14), 887-892.

Folland, J. P., Allen, S. J., Black, M. I., Handsaker, J. C., & Forrester, S. E. (2017). Running technique is an important component of running economy and performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 49(7), 1412.

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.

Garofolini, A., Oppici, L., & Taylor, S. (2020). A real-time feedback method to reduce loading rate during running: Effect of combining direct and indirect feedback. *Journal of Sports Sciences*, 38(21), 2446-2453.

Goss, D. L., & Gross, M. T. (2012). Relationships among self-reported shoe type, footstrike pattern, and injury incidence. *US Army Medical Department Journal*.

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.

Hein, T., Janssen, P., Wagner-Fritz, U., Haupt, G., & Grau, S. (2014). Prospective analysis of intrinsic and extrinsic risk factors on the development of Achilles tendon pain in runners. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24(3), e201-e212.

Hespanhol Junior, L. C., Van Mechelen, W., Postuma, E., & Verhagen, E. (2016). Health and economic burden of running-related injuries in runners training for an event: A prospective cohort study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 26(9), 1091-1099.

- 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.
- Jordan, K., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2006). Long range correlations in the stride interval of running. *Gait & posture*, 24(1), 120-125.
- Luedke, L. E., Heiderscheit, B. C., Williams, D. S., & Rauh, M. J. (2016). Influence of Step Rate on Shin Injury and Anterior Knee Pain in High School Runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(7), 1244-1250.
- Mercer, J. A., & Horsch, S. (2015). Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *Journal of Exercise Science & Fitness*, 13(1), 29-34.
- Mercer, J. A., Devita, P. A. U. L., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), 307-313.
- Mercer, J. A., 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(4), 403-408.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J. O. S. E. P. H., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(2), 323.
- Moore, I. S., Jones, A. M., & Dixon, S. J. (2012). Mechanisms for improved running economy in beginner runners. *Med Sci Sports Exerc*, 44(9), 1756-1763.
- Napier, C., MacLean, C. L., Maurer, J., Taunton, J. E., & Hunt, M. A. (2018). Kinetic risk factors of running-related injuries in female recreational runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 28(10), 2164-2172.
- Nielsen, R. O., Buist, I., Parner, E. T., Nohr, E. A., Sørensen, H., Lind, M., & Rasmussen, S. (2013). Predictors of running-related injuries among 930 novice runners: a 1-year prospective follow-up study. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 1(1), 2325967113487316.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & posture*, 7(1), 77-95.
- Nylander, S., Jacobsson, M., & Tholander, J. (2014). Runright: real-time visual and audio feedback on running. In *CHI'14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems* (pp. 583-586).
- O' Leary, K., Vorpahl, K. A., & Heiderscheit, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36-41.
- Sandell, J., Palmgren, P. J., & Björndahl, L. (2008). Effect of chiropractic treatment on hip extension ability and running velocity among young male running athletes. *Journal of chiropractic medicine*, 7(2), 39-47.
- Stamatakis, E., & Chaudhury, M. (2008). Temporal trends in adults' sports participation patterns in England between 1997 and 2006: the Health Survey for England. *British journal of sports medicine*, 42(11), 901-908.
- Tate, J. J., & Milner, C. E. (2017). Sound-intensity feedback during running reduces loading rates and impact peak. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 47(8), 565-569.
- 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.
- Tenforde, A. S., Sayres, L. C., McCurdy, M. L., Sainani, K. L., & Fredericson, M. I. C. H. A. E. L. (2013). Identifying sex-specific risk factors for stress fractures in adolescent runners. *Med Sci Sports Exerc*, 45(10), 1843-1851.
- Van den Berghe, P., Derie, R., Bauwens, P., Gerlo, J., Segers, V., Leman, M., & De Clercq, D. (2022). Reducing the peak tibial acceleration of running by music-based biofeedback: A quasi-randomized controlled trial. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 32(4), 698-709.
- Van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., Van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 41(8), 469-480.
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical biomechanics*, 26(1), 23-28.
- Zifchock, R. A., Davis, I., Higginson, J., McCaw, S., & Royer, T. (2008). Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility: a retrospective study. *Human movement science*, 27(6), 888-902.