KJSB
Korean Journal of Sport Biomechanics 2021; 31(1): 16-23
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2021.31.1.16
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Impact and Shock Attenuation of the Runners with and without Low Back Pain

요통 유무에 따른 달리기 시 충격과 충격 흡수율

Young-Seong Lee[1], Sihyun Ryu[1], Ho Jong Gil[2], Sang-Kyoon Park[1,3]

[1]Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]FILA Footwear Biomechanics Lab. FILA Holdings, Busan, South Korea
[3]Department of Physical Education, College of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 11 December 2020
Revised : 02 February 2021
Accepted : 03 March 2021

Corresponding Author
Sang-Kyoon Park
Department of Physical Education, College of Sport Science, Korea National Sport University, Seoul, 05541, South Korea
Tel : +82-10-5378-9617
Email : spark@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of the study was to compare the acceleration and shock attenuation (SA) of the runners with/without low back pain (LBG vs. NLBG) while running at 2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s and 4.0 m/s.

Method: 15 adults without low back pain (age: 23.13±3.46 years, body weight: 70.13±8.94 kg, height: 176.79 ±3.68 cm, NLBG) and 7 adults with low back pain (age: 27.14±5.81 years, body weight: 73.10±10.74 kg, height: 176.41±3.13 cm, LBG) participated in this study. LBG was recruited through the VAS pain rating scale. All participants ran on an instrumented treadmill (Bertec, USA).

Results: The LBG shows statistically greater vertical acceleration at the distal tibia during running at 3.5 m/s and 4.0 m/s and greater shock attenuation from the distal tibia to the head during running at 3.5 m/s compared with the NLBG during running (p<.05). As the speed increased, there was a statistically significant increase in vertical/resultant acceleration and shock attenuation for both groups.

Conclusion: The findings indicated that the runners with low back pain (LBG) experience greater impact and shock attenuation compared with non-low back pain group (NLBG) during fast running. However, it is still inconclusive whether high impact on the lower extremity during running is the main cause of low back pain in the population. Thus, it is suggested that the study on low back pain should observe the characteristics of impact during running with individuals' low back pain experience and clinical symptoms.

Keywords: Running, Low back pain, Accelerometer, Shock attenuation

INTRODUCTION

요통은 전세계적으로 가장 흔한 근골격계 질환 중 하나로(Hoy et al., 2012; Adams, Burton, Bogduk & Dolan, 2012; Van Tulder et al., 2006), 개인의 일상생활을 제한시키고 가족과 직장, 지역 사회에 더불어 국가까지 경제적 손실을 가져다 준다(Andersson, 1999; Belfiore et al., 2018; Dahlhamer et al., 2018; Duthey, 2013). 미국과 영국에서는 요통으로 인한 업무 수행의 손실이 연간 1억 일 이상 발생되며(Guo, Tanaka, Halperin & Cameron, 1999; Belfiore et al., 2018), 약 1,000~2,000달러의 손실이 발생된다고 보고되고 있다(Katz, 2006).

요통은 크게 급성(acute), 아급성(subacute), 만성(chronic)의 세 범주로 분류되어(Vos et al., 2012; Belfiore et al., 2018), 개인의 특성이나 무거운 물건을 드는 것과 같은 무리한 육체 작업, 어색한 정적 및 동적 자세, 라이프 스타일, 심리적 요인 등 여러 요인에 의해 발생된다고 알려져 있다(Duthey, 2013). 그러나 요통의 약 5~15% 정도가 골다공증 골절, 종양, 감염에 의한 발병으로 밝혀냈을 뿐(Vos et al., 2012; Andersson, 1999; Kikuchi, 2017), 나머지 85~95%는 구체적인 원인을 규명하기에 여전히 모호하고 어려운 실정이다(Duthey, 2013; Castro-Méndez, Munuera & Albornoz-Cabello, 2013).

요통의 원인을 규명하고자 몇몇 연구자들은 하지와 허리부분에서 기계적 이상의 상호 작용으로부터 요통이 발생된다고 하였다(Bird & Payne, 1999; Voloshin & Wosk, 1982; Spilker, 1980). 요추관절과 근육의 경직, 잘못된 자세에 의한 근육 기능의 비대칭적 척추 부하(Barwick, Smith & Chuter, 2012; Chuter & de Jonge, 2012), 일상생활에서 지속적인 척추 부하(Garbutt, Boocock, Reilly & Troup1990; Novy, Simmonds, Olson, Lee & Jones, 1999; Suri, Shojaei & Bazrgari, 2020), 평발 및 과도한 발의 내전과 발목의 불안정성의 비정상적 발의 구조(Bird & Payne, 1999; Farahpour, Jafarnezhad, Damavandi, Bakhtiari & Allard, 2016), 신체 이동에 따른 충격(Voloshin & Wosk, 1982; Wosk & Voloshin, 1985; Lee, Simmonds, Etnyre & Morris, 2007) 등 생체역학적 이상이 기계적

Copyright © 2021 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.

요통과 밀접한 관계가 있다고 보고하였다.

걷기와 달리기 같은 신체 이동은 발이 지면과 접촉하면서 하지의 속도를 급격히 감소시키며, 이때 발생된 충격은 발부터 머리까지 전달된다(Hreljac, 2004; Meardon & Derrick, 2014). 전달된 충격은 발목관절과 무릎관절 등을 통해 충격감소 또는 소멸되지만(Wosk & Voloshin, 1985), 반복적으로 누적된 충격과 과사용(overuse)은 경골의 피로골절이나 무릎 통증과 같은 하지의 상해율을 높인다고 하였다(Sheerin, Reid & Besier, 2019; van Gent et al., 2007). 하지를 지난 충격은 척추를 지나 머리로 전달되는데, 척추에서 탄성-플라스틱(elasto-plastic) 구조의 추간판은 충격을 전달하거나 소멸시키는 충격 흡수 역할을 한다(Voloshin & Wosk, 1982). 보행에서 뒤꿈치 착지 시 가속도계의 감쇠 진동은 일반적으로 25~100 Hz로 측정되지만, 요통 경험이 있는 사람의 경우 100 Hz 이상의 고주파 진동이 발생되며 이 충격 진동은 발, 반월판, 추간판 등의 충격 흡수 장치를 약화시켜 퇴행성 변화에 영향을 준다(Voloshin & Wosk, 1982; Wosk & Voloshin, 1985). 때문에 하지에서의 불충분한 충격 감소는 추간판을 천천히 약화시켜 요추 통증을 더 악화시킬 수 있다(Voloshin & Wosk, 1982; Wosk & Voloshin, 1985).

요통관련 선행연구들을 살펴보면, Voloshin & Wosk (1982)는 대퇴 내측 과두와 이마에 부착한 가속도계를 통해 보행 시 요통은 인체 근골격계 시스템 간 감쇠 능력에 영향을 미친다고 보고함으로써 인간 운동 시스템의 감쇠 능력을 실험적으로 재평가하였다. Voloshin, Wosk & Brull (1981)은 경골 결절과 머리에 부착한 가속도계를 통해 보행 시 정상인 그룹과 요통 그룹 간 충격 흡수 능력에 상당한 차이가 있음을 보고하였고, 이를 통해 정상인 그룹이 요통 그룹보다 전달되는 충격의 흡수 능력이 더 효율적이라고 하였으며, Wosk & Voloshin (1985)은 요통을 줄이고자 쿠션이 좋은 특수 점탄성 물질을 신발에 삽입하여 보행한 결과, 발에 부착한 가속도계의 크기가 감소하여 통증이 약 80% 개선되었고 이는 충격 흡수를 증가시켜 척추를 완충하는 임상적 치료로 도움이 될 것이라고 하였다.

이와 같이 요통에 대한 보행 연구는 많이 연구되어지고 있다. 하지만, 요통에 대한 달리기 연구는 미비한 실정이다. 신체는 이동속도에 따라 신체에 전달되는 충격의 크기와 그 영향이 다르기 때문에 속도가 증가될수록 지면으로부터 받는 충격도 커진다(Lafortune, 1991; Montgomery, Abt, Dobson, Smith & Ditroilo, 2016; Sheerin et al., 2019). 이는 요통을 경험한 러너들은 달리기 시 지면으로부터의 충격이 요추까지 전달되어 요추 통증에 영향을 미칠 것이라 생각되며, 때문에 달리기 시 요통 유무에 따른 충격 연구는 필요하다고 판단된다. 요추에 가속도계를 부착함으로써 요추에서의 충격 특성을 파악하고, 이를 통해 신체에 전달되는 충격이 단순히 지면으로부터 받는 충격 때문에 나타나는 결과인지 또는 허리까지 전달되는 과정에서 충격 흡수에 문제가 발생한 건지를 판단하는 근거가 되기 때문에 요추에서의 충격 특성을 분석하는 연구가 필요하다 사료된다. 또한, 요추 외에도 요통 유무에 따라 머리까지 전달되는 충격 특성을 분석하여 어느 분절에서 어떤 움직임 시 어떻게 충격이 전달될 수 있는지를 판단하는 기초적 근거를 제시할 수 있다고 사료된다.

본 연구에서는 가속도계를 활용하여 달리기 시 요통 경험 유무(Low back pain group (LBG) vs. Non low back pain group (NLBG))에 따른 경골과 요추, 머리의 충격 크기를 산출하여 비교하고 하지(경골-요추)와 전신(경골-머리)의 충격 흡수율을 비교·분석하고자 하였다. 다음의 가설을 검증하였다: (가설 1) 달리기 속도에 따라 부위별 가속도(경골, 요추, 머리) 및 충격 흡수율에서 통계적으로 유의한 차이가 나타날 것이다. (가설 2) 두 그룹(LBG, NLBG) 간 부위별 가속도에서 통계적으로 유의한 차이가 나타날 것이다. (가설 3) 두 그룹 간 경골-요추 충격 흡수율에서 통계적으로 유의한 차이가 나타날 것이다. 이 연구를 통해 달리기 시 요통 유무에 따른 충격 차이와 충격 흡수율을 비교하고 이를 통해 근골격계 상해 예방의 임상적 가능성을 제시할 수 있는 과학적 근거가 될 수 있기를 기대한다.

METHOD

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 달리기 시 후족 착지를 하며, 평소 270 mm 신발을 신는 남성 22명을 선정하였으며, VAS (visual analog scale) 통증 평가 척도(Ho, Spence, & Murphy, 1996)를 통해 7명의 요통을 경험한 그룹(LBG)과 15명의 요통을 경험하지 않은 건강한 그룹(NLBG)으로 분류하였다. VAS 주관적 통증 평가 결과, LBG가 약 32%의 경미한 요추 통증을 지닌 것으로 나타났다(Table 1). 본 연구는 K대학의 생명윤리위원회에서 심의 승인(과제 관리번호: 1263-201906-HR-018-1, 승인번호: 20190618-20, 승인날짜: 2019.06.28)을 받았으며, 모든 실험 참가자는 자발적 동의 하에 연구에 참가하였다.

Table 1. General characteristics between two groups (N=20)

Characteristics	LBG	NLBG	*t*	*p*
	N (%) or Mean±SD			
Group	7 (32)	15 (68)	–	–
Age (years)	27.14±5.81	23.13±3.46	2.035	.055
Height (cm)	176.41±3.13	176.79±3.68	-.231	.820
Body weight (kg)	73.10±10.74	70.13±8.94	.683	.503

- LBG: Low back pain group, NLBG: non-Low back pain group
- Significant differences at an alpha level of .05

2. 실험 절차

본 실험은 동작분석시스템을 갖춘 실험실(Fila Lab., Busan)에서 수행되었으며, 모든 참가자들은 실험에 앞서 상의 탈의 및 타이트한 짧은 바지를 착용한 후 신장 및 체중을 측정하였다. 측정 후, 10분 간 스트레칭을 하고, 지면반력이 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA)에서 3분 동안 낮은 속도부터 높은 속도까지 트레드밀 적응 달리기를 수행하였다. 이 후, 270 mm 사이즈의 운동화(FLEX #DDD5C7, FILA)를 착용하고, 3개의 3축 가속도계(mass: 8.5 g, size: 21 mm × 16 mm; Ultium, Noraxon, USA)를 부착하였다. 가속도계는 움직임 시 떨림을 최소화시키기 위하여 오른쪽 경골 원위부(오른쪽 안쪽 복사뼈로부터 5 cm 위) 뼈에 사선으로 부착하였으며, 5번 요추와 앞 머리에 엘라스틱 밴드를 이용하여 단단히 부착하였다(Montgomery

et al., 2016; Mercer, Vance, Hreljac & Hamill, 2002) (Figure 1). 3축 가속도계의 방향은 경골의 원위부위에서 근위 부위를 잇는 방향을 (+) 수직방향(vertical axis)로 설정하였고, 수평(horizontal) 및 3축의 합성 가속도(resultant acceleration)를 측정하기 위해 수직축과 직각을 이루는 축을 전-후(anteroposterior)와 좌-우(mediolateral) 축으로 설정하였다. 지면반력 자료와 가속도계 자료의 heel contact 시점을 일치시키기 위해 MyoSync (Noraxon, USA)를 사용하였다. 각 대상자들은 트레드밀에서 2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s 속도의 달리기를 무작위 순서로 수행하였으며(Sheerin et al., 2019), 3분의 달리기 중 안정적으로 달리기를 수행한 20 stride만을 추출하여 분석하였다. 이때, 지면반력과 가속도계의 촬영속도(sampling rate)는 1,000 Hz로 설정하였다.

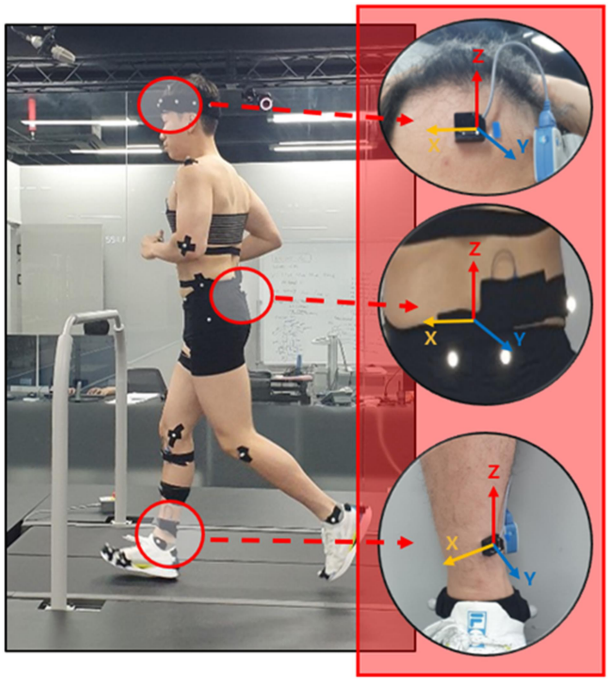

Figure 1. Attached acceleration and direction

3. 자료 처리

요통을 경험한 그룹(LBG)과 경험하지 않은 그룹(NLBG) 간 가속도계의 충격 특성 및 충격 흡수율을 분석하기 위해 가속도계 자료와 지면반력 자료, 각각의 동조(synchronization) 자료를 Qualisys Track Manager software 2019 (Qualisys, Sweden)와 MR 3.14 software (Noraxon, USA)에서 추출하였다. 동조된 지면반력 자료를 통해 달리기 시 발의 착지(heel contact) 순간과 발의 이지(toe off) 순간을 설정했으며, 이 때 지면반력 역치(threshold) 값은 10 N으로 설정하여 10 N 이상이 되는 시점을 초기 발의 착지 순간으로 설정하였다. 자료 처리 과정에서 발생된 가속도계 자료와 지면반력 자료의 오차(noise)를 줄이기 위해 4차 저역 통과 필터(4th butter worth low-pass filter)를 사용하였으며, 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 100 Hz로 설정하였다. 필터링을 비롯한 모든 자료 처리는 Matlab R2014 (MathWorks, USA)를 통해 수행하였다.

4. 변인

요통을 경험한 그룹(LBG)과 경험하지 않은 그룹(NLBG) 간 차이를 비교하기 위해 달리기 시 초기 접촉 순간부터 이지 순간까지 20개의 stride에서 가속도계 자료와 지면반력 자료를 산출하여 계산하였다.

가속도계 변인은 경골 원위부와 5번 요추, 머리의 수직 가속도(vertical acceleration)와 전후 가속도(anteroposterior acceleration), 좌우 가속도(mediolateral acceleration)를 획득하여 경골과 요추, 머리에서의 최대 수직 가속도(peak vertical acceleration at the distal tibia, PVAT; peak vertical acceleration at the L5, PVAL; peak vertical acceleration at the head, PVAH)를 산출하고 최대 합성 가속도(peak resultant acceleration at the distal tibia, PRAT; peak resultant acceleration at the L5, PRAL; peak resultant acceleration at the head, PRAH)와 최대 수직 가속도로부터 경골-요추의 충격 흡수율(shock attenuation from the vertical distal tibia to the vertical L5, SAVTL), 경골-머리의 충격 흡수율(shock attenuation from the vertical distal tibia to the vertical head, SAVTH), 최대 합성 가속도로부터 경골-요추의 충격 흡수율(shock attenuation from the resultant distal tibia to the resultant L5, SARTL), 경골-머리의 충격 흡수율(shock attenuation from the resultant distal tibia to the resultant head, SARTH)을 계산하여 분석하였다(Chu & Caldwell, 2004; Dufek, Mercer, Teramoto, Mangus & Freedman, 2008; Reenalda, Maartens, Buurke, & Gruber, 2019) (Figure 2).

$$Eq.1)\ Resultant\ Acceleration = \sqrt{VA^2 + APA^2 + MLA^2}$$

$$Eq.2)\ Shock\ Attenuation = \left[1 - \left(\frac{Acc_{\cdot head}}{Acc_{\cdot tibia}}\right)\right] \times 100$$

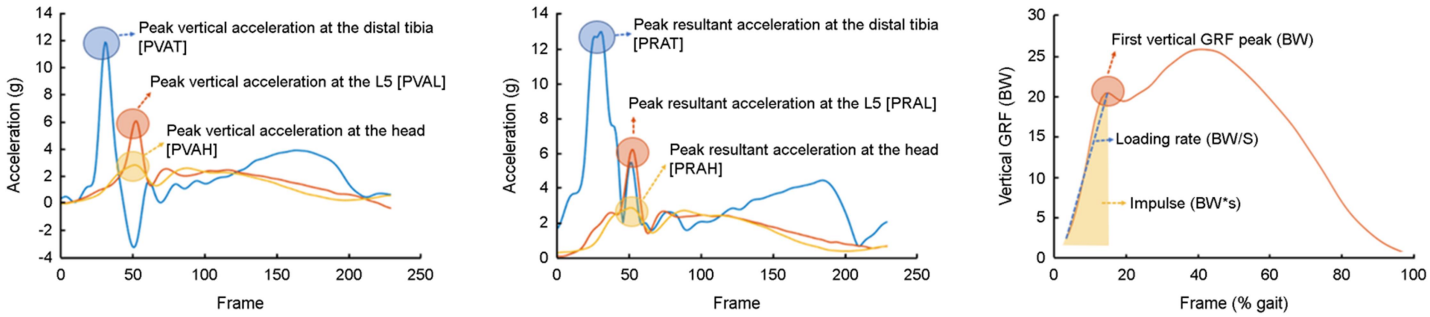

Figure 2. Peak vertical (left), resultant (mid) acceleration and vertical GRF (right)

지면반력 변인은 수직 지면반력 자료를 획득하여 첫 번째 수직 지면반력 정점과(first vertical GRF peak) 이때까지의 시간을 산출하고 충격 부하율(loading rate)과 충격량(impulse)을 계산하였다.

5. 통계 처리

본 연구는 SPSS 24.0 (IBM, USA)을 통해 통계 처리를 수행했으며, 요통 경험 유무(low back pain group, LBG vs. non low back pain group, NLBG)와 달리기 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s) 간 수직 가속도의 차이(PVAT, PVAL, PVAH, PRAT, PRAL, PRAH)와 충격 흡수율의 차이(SAVTL, SAVTH, SARTL, SARTH)를 분석하기 위해 이원 반복측정 분산분석(repeated measure two-way ANOVA)을 활용하여 비교하였다. 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였으며, Bonferroni 사후검정을 수행하였다.

RESULTS

우선, 두 그룹과 속도 간 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율, 충격량의 결과는 다음 (Table 2)와 같다. LBG과 NLBG 간 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율, 충격량의 유의한 차이는 나타나지 않았다. 그러나 두 그룹 모두 속도가 증가할수록 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율은 증가함을 보였다(p<.05). 요통 경험 유무와 속도 간 첫 번째 수직 지면반력 정점, 충격 부하율, 충격량의 유의한 차이는 나타나지 않았다.

요통의 경험 유무(low back pain group, LBG vs. non low back pain group, NLBG)와 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s)에 따른 수직 가속도의 효과는 다음 (Table 3)과 같다. LBG가 NLBG에 비해 경골에서 3.5 m/s와 4.0 m/s 달리기 시 더 큰 수직 가속도가 나타났지만(p<.05; Figure 3), 이 외 속도 및 요추와 머리에서는 수직 가속도의 유의한 차이가 나타나지 않았다. 반면 두 그룹 모두 속도가 증가함에 따라 경골과 요추, 머리의 수직 가속도는 증가함을 보였다(p<.05). 하지만 요통 경험 유무와 달리기 속도의 수직 가속도에 대한 상호 관계는 유의한 차이가 없었다.

요통 경험 유무와 속도에 따른 합성 가속도의 효과는 다음 (Table 3)과 같다. 합성 가속도에서는 LBG과 NLBG 간 경골과 요추, 머리의 유의한 차이는 나타나지 않았다. 그러나 두 그룹 모두 속도가 증가할수록 각 세 부위에서의 합성 가속도는 증가함을 보였다(p<.05). 요통 유무와 속도와의 합성 가속도에 관한 상호 관계는 없었다.

두 그룹과 속도 간 수직 충격 흡수율의 결과는 다음 (Table 4)와 같다. LBG가 NLBG에 비해 3.5 m/s 달리기 시 더 큰 경골-머리에서의 충격 흡수율을 보였지만(p<.05; Figure 3), 그 외 속도 및 경골과 요추의 충격 흡수율에서는 유의한 차이를 보이지 않았다. 속도에 따른 차이는 두 그룹 모두 속도가 증가함에 따라 충격 흡수율도 증가하는 결과를 보였다(p<.05). 요통 경험 유무와 속도 간 수직 충격 흡수율의 상호 관계는 보이지 않았다.

두 그룹과 속도 간 합성 충격 수율의 결과는 다음 (Table 4)와 같다. 두 그룹 간 경골과 요추, 경골과 머리의 합성 충격 흡수율은 유의한

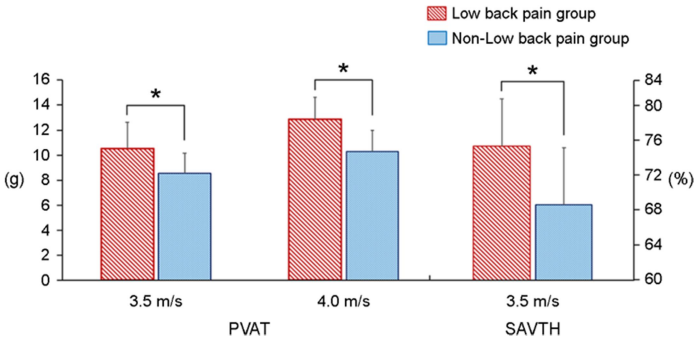

Figure 3. Peak vertical acceleration at the tibia (PVAT) and shock attenuation from vertical tibia to vertical head (SAVTH) between low back pain group (LBG) and non-low back pain

Table 2. First vertical GRF peak, loading rate, and impulse (Mean ± SD)

Variables	Group	4 Running speed				Group effect			Speed effect			Interaction		
		2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	$F(p)$	η^2	Power	$F(p)$	η^2	Power	$F(p)$	η^2	Power
First vertical GRF peak (BW)	LBG	1.71 ±0.26	1.80 ±0.23	2.00 ±0.28	2.29 ±0.24	.036 (.851)	.002	.054	87.013 **(.000)*** **d>c>b>a**	.935	1.000	1.039 (.399)	.148	.235
	NLBG	1.63 ±0.30	1.79 ±0.27	2.07 ±0.26	2.19 ±0.34									
Loading rate (BW/s)	LBG	48.22 ±12.98	54.74 ±11.33	67.90 ±14.58	84.46 ±14.42	.824 (.375)	.040	.139	99.807 **(.000)*** **d>c>b>a**	.943	1.000	.747 (.538)	.111	.178
	NLBG	43.46 ±8.80	51.88 ±9.12	65.81 ±10.08	76.94 ±12.74									
Impulse (BW*s)	LBG	.027 ±0.003	.026 ±0.002	.025 ±0.004	.025 ±0.002	1.467 (.240)	.068	.211	.211 (.853)	.010	.084	.326 (.767)	.016	.104
	NLBG	.029 ±0.008	.028 ±0.007	.029 ±0.006	.029 ±0.007									

- a: 2.5 m/s, b: 3.0 m/s, c: 3.5 m/s, d: 4.0 m/s
- LBG: low back pain group, NLBG: non low back pain group
- Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05

Table 3. Vertical and resultant peak acceleration for the tibia, L5 and head (Mean ± SD) unit: g (9.8 m/sec^2)

Variables	Group	4 Running speed				Group effect			Speed effect			Interaction		
		2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power
PVAT	LBG	7.11 ±1.98	8.59 ±1.92	**10.54 ±2.11***	**12.86 ±1.77***	9.071 **(.007)***	.312	.856	35.704 **(.000)*** **d>c>b>a**	.856	1.000	.627 (.607)	.095	.155
	NLBG	5.71 ±1.24	7.11 ±1.61	8.55 ±1.62	10.29 ±1.71									
PVAL	LBG	4.35 ±1.35	5.10 ±1.58	5.67 ±1.58	6.23 ±2.43	.151 (.702)	.007	.066	15.992 **(.000)*** **d, c>b>a**	.727	1.000	.063 (.979)	.010	.059
	NLBG	4.23 ±1.23	4.89 ±1.11	5.40 ±1.25	5.85 ±1.70									
PVAH	LBG	2.29 ±0.29	2.46 ±0.39	2.50 ±0.41	2.74 ±0.38	.000 (.997)	.000	.050	52.184 **(.000)*** **d>c>b>a**	.723	1.000	1.536 (.225)	.071	.327
	NLBG	2.26 ±0.29	2.43 ±0.36	2.60 ±0.39	2.70 ±0.39									
PRAT	LBG	8.68 ±1.66	10.51 ±1.75	12.98 ±2.06	15.39 ±2.48	.096 (.760)	.005	.060	38.005 **(.000)*** **d, c>b>a**	.864	1.000	.136 (.937)	.022	.070
	NLBG	8.41 ±2.80	10.07 ±2.84	11.93 ±3.42	15.84 ±4.85									
PRAL	LBG	4.63 ±1.29	5.30 ±1.54	5.94 ±1.44	6.57 ±2.33	.137 (.715)	.007	.064	15.119 **(.000)*** **d>c>b>a**	.716	1.000	.078 (.971)	.013	.061
	NLBG	4.52 ±1.17	5.15 ±1.09	5.66 ±1.22	6.20 ±1.64									
PRAH	LBG	2.50 ±0.20	2.70 ±0.31	2.75 ±0.31	2.90 ±0.31	.278 (.604)	.014	.079	33.529 **(.000)*** **d>c>b>a**	.626	1.000	.537 (.621)	.026	.142
	NLBG	2.57 ±0.29	2.74 ±0.31	2.88 ±0.33	2.94 ±0.31									

- a: 2.5 m/s, b: 3.0 m/s, c: 3.5 m/s, d: 4.0 m/s
- PVAT: peak vertical acceleration at distal tibia, PVAL: peak vertical acceleration at L5, PVAH: peak vertical acceleration at head, PRAT: peak resultant acceleration at distal tibia, PRAL: peak resultant acceleration at L5, PRAH: peak resultant acceleration at head, LBG: low back pain group, NLBG: non low back pain group
- Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05

Table 4. Vertical and resultant shock attenuation for the tibia-L5 and tibia-head (Mean ± SD) unit: %

Variables	Group	4 Running speed				Group effect			Speed effect			Interaction		
		2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power
SAVTL	LBG	35.53 ±20.03	38.34 ±21.38	44.85 ±16.11	51.99 ±16.01	1.544 (.228)	.072	.220	6.610 **(.003)*** **d>c>a, d >b**	.524	.932	.045 (.987)	.007	.057
	NLBG	23.71 ±25.80	28.23 ±22.75	35.73 ±13.93	42.54 ±15.84									
SAVTH	LBG	66.01 ±8.23	70.27 ±7.22	**75.64 ±5.53***	78.16 ±5.13	4.837 **(.040)***	.195	.553	13.752 **(.000)*** **d>c>b>a**	.696	.999	.487 (.696)	.075	.129
	NLBG	58.94 ±9.14	64.48 ±8.03	68.81 ±6.64	73.26 ±5.40									
SARTL	LBG	45.96 ±12.92	48.56 ±17.01	53.39 ±13.70	57.25 ±13.91	.105 (.749)	.005	.061	10.062 **(.000)*** **d>b, a**	.335	.991	.320 (.769)	.016	.102
	NLBG	43.17 ±18.78	45.40 ±19.03	49.60 ±15.10	58.02 ±16.49									

Table 4. Vertical and resultant shock attenuation for the tibia-L5 and tibia-head (Mean ± SD) (Continued) unit: %

Variables	Group	4 Running speed				Group effect			Speed effect			Interaction		
		2.5 m/s[a]	3.0 m/s[b]	3.5 m/s[c]	4.0 m/s[d]	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power	*F*(*p*)	η^2	Power
SARTH	LBG	70.47 ±4.64	73.97 ±3.27	78.51 ±3.00	80.67 ±3.80	1.419 (.247)	.066	.206	23.644 **(.000)*** **d, c>b, a**	.542	1.000	.557 (.618)	.027	.148
	NLBG	66.89 ±9.39	71.01 ±7.75	74.39 ±6.13	50.05 ±5.56									

- a: 2.5 m/s, b: 3.0 m/s, c: 3.5 m/s, d: 4.0 m/s
- SAVTL: shock attenuation from the vertical distal tibia to the vertical L5, SAVTH: shock attenuation from the vertical distal tibia to the head, SARTL: shock attenuation from the resultant distal tibia to the resultant L5, SARTH: shock attenuation from the resultant distal tibia to the resultant head, LBG: low back pain group, NLBG: non low back pain group
- Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05

차이를 보이지 않았다. 그러나 두 그룹 모두 속도가 증가함에 따라 경골과 요추, 경골과 머리에서의 합성 충격 흡수율은 증가함을 보였다 (p<.05). 요통 경험 유무와 속도 간 합성 충격 흡수율의 상호 관계는 보이지 않았다.

DISCUSSION

본 연구에서는 요통 경험 유무(Low back pain group (LBG) vs. Non low back pain group (NLBG))와 속도(2.5 m/s, 3.0 m/s, 3.5 m/s, 4.0 m/s) 간 달리기 시 부위별 수직 가속도(PVAT, PVAL, PVAH) 및 합성 가속도(PRAT, PRAL, PRAH)와 경골-요추 및 경골-머리의 수직 및 합성 충격 흡수율(SAVTC, SAVTH, SARTC, SARTH)을 제시하였다. 이를 통해 요통 경험 유무와 속도에 따른 충격과 충격 흡수율의 차이를 비교 분석하였다.

우선, 속도 증가에 따른 가속도와 충격 흡수율을 살펴보면, 달리기 속도가 빠를수록 부위별 수직 가속도와 합성 가속도, 충격 흡수율이 증가하였다. 속도가 증가할수록 하지에서의 수직 가속도 변화 폭은 크게 증가하지만, 상지에서의 수직 가속도 변화 폭은 하지에 비해 작게 증가하며, 때문에 속도가 증가할수록 충격 흡수율도 증가하였다. 또한, 첫 번째 수직 지면반력 정점(first vertical GRF peak)와 충격 부하율(loading rate)도 증가하였다. 이와 같은 결과들은 달리기 속도가 빠를수록 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율이 증가한다는 연구(De Wit, De Clercq & Aerts, 2000; Nigg, Bahlsen, Luethi & Stokes, 1987)와 일치한 결과이며, 경골에 부착한 가속도가 증가하였다고 보고한 연구(Lafortune, 1991; Mercer et al., 2002; Montgomery et al., 2016)와 일맥상통한 결과이다. 따라서 달리기 속도가 증가할수록 부위별 가속도와 충격 흡수율이 증가할 것이라는 첫 번째 가설은 수용되었다.

다음으로 집단 간 부위별 수직 가속도와 합성 가속도의 차이를 살펴보면, 2.5 m/s와 3.0 m/s 달리기의 경우, 집단 간 차이는 없었으나 3.5 m/s와 4.0 m/s 달리기의 경우, LBG에서 NLBG에 비하여 경골 부위의 수직 가속도가 통계적으로 크게 나타났다. 이것은 달리기 선호속도가 약 3.3 m/s 내외로 보고된 선행연구들을(Heiderscheit, Chumanov, Michalski, Wille & Ryan, 2011; Lucas-Cuevas, Encarnación-Martínez, Camacho-García, Llana-Belloch & Pérez-Soriano, 2017; Wellenkotter, Kernozek, Meardon & Suchomel, 2014) 기준으로 선호속도보다 느린 달리기(2.6~2.7 m/s)에서 만성 요통 유무에 따른 충격을 분석한 연구 결과(Müller, Ertelt & Blickhan, 2015)와 일치하는 것으로 나타났다. 또한, 달리기 선호속도보다 빠른 달리기(3.5 m/s & 4.0 m/s)의 경우, LBG에서 경골 부위의 수직 가속도 크게 나타남에 따라 빠른 달리기에서는 요통을 경험한 집단이 상대적으로 인체에 큰 충격을 받는 것으로 판단된다. 하지만, 3.5 m/s와 4.0 m/s 달리기 시 수직 가속도계의 결과와 달리 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율, 충격량에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. Hennig & Lafortune (1991)은 지면반력의 충격 변인인 첫 번째 수직 지면반력 정점과 충격 부하율은 수직 가속도와 높은 상관 관계가 있다고 보고하였다. 지면반력을 통한 충격 변인은 발을 통한 신체 부하에 대한 충격이지만, 가속도계를 통한 충격 변인은 각 분절 움직임 시 관성에 의해 발생되는 충격이기 때문에 가속도계 변인과는 달리 지면반력 변인에서는 유의한 차이가 나지 않았다고 판단된다. 따라서 충격 연구 시 지면반력과 더불어 가속도계를 함께 사용해야 할 필요가 있다고 사료된다.

또한, 달리기 시 지면으로부터 발생한 충격은 발목관절이나 무릎관절, 요추의 추간판 등에서 충격이 완화되면서 머리까지 전달된다(Hreljac, 2004; Lee et al., 2007; Meardon & Derrick, 2014; Voloshin & Wosk, 1982). 이 과정에서 반복적인 충격(Sheerin et al., 2019; van Gent et al., 2007)과 부적절한 충격 흡수는 추간판에 부정적인 영향을 주어 요통에 영향을 일으킬 수 있다는 측면에서(Voloshin & Wosk, 1982; Wosk & Voloshin, 1985) 빠른 달리기 시 경골에서 상대적으로 크게 나타난 가속도는 요통에 영향을 미쳤을 것으로 판단된다. 다만, 요추 부위의 가속도는 집단 간 차이가 관찰되지 않았다는 점에서 향후 연구 시 하지관절의 움직임과 가속도 및 충격을 함께 살펴봐야 할 과제라 사료된다. 따라서 LBG는 NLBG에 비하여 부위별 가속도가 크게 나타날 것이라는 두 번째 가설은 일부 수용되었다.

집단 간 충격 흡수율의 차이를 살펴보면, 3.5 m/s 달리기의 경우 LBG에서 NLBG에 비하여 경골과 머리 간 충격 흡수율이 집단 간 통계적으로 크게 나타났다. 위 연구 결과는 요통이 있는 집단이 요통이 없는 집단에 비하여 충격 흡수율이 낮게 나타난 연구(Voloshin et al., 1981)와 상반된 결과이다. 현재 요통을 호소하는 집단과 과거 요통 경험이 있는 집단, 요통 경험이 없는 집단 간 달리기(3.8 m/s) 시 하지관절 강성을 살펴본 연구(Hamill, Moses & Seay, 2009)에서 현재 요통 호소 집단에서만 하지관절 강성이 크게 나타났으며, 과거 요통 경험 집단과 요통 미경험 집단에서는 상대적으로 작게 나타났다. 이를 통해

본 연구는 요통을 경험한 정도의 통증이 경미한 집단에 초점을 맞추어 충격 흡수율을 살펴보았다는 점에서 과거에 요통을 경험했으나 현재는 요통이 없는 사람들의 경우, 지면에서 받는 충격을 완화하기 위한 하지관절의 변화를 유도하는 노력과 적응하는 과정으로 충격에 대한 자연스러운 방어의 기전과 같은 변화가 있었을 것으로 예측된다. 따라서 LBG가 NLBG에 비하여 충격 흡수율이 작게 나타날 것이라는 세 번째 가설은 기각되었다.

위 내용을 종합하면, 가속도계 변인과 지면반력 변인이 요통 미경험 집단에 비하여 지면에서 받는 충격이 큰 것으로 나타났으나, 과거 요통 경험 여부와 현재 요통 호소 여부에 따른 충격과 충격 흡수율을 살펴보아야 요통의 원인을 명확히 분석할 수 있다고 판단된다. 본 연구의 결과에서도 나타났듯이 빠른 속도의 달리기에서 요통 유무에 따라 경골의 충격 크기의 차이가 나타났으며, 이는 요통의 경험 유무와 통증 정도에 따라 달리기 시 신체의 운동학적 변화도 발생할 것으로 사료된다. 신체의 운동학적 변화는 지면으로부터 충격의 전달 및 흡수의 크기가 달라질 수 있으며, 때문에 요통 유무에 따른 신체의 충격 전달/흡수 변화를 규명하기 위해서는 신체의 운동학적 변화(상지 및 하지관절의 움직임)를 함께 볼 필요가 있다고 판단된다. 또한, 빠른 달리기 시 요통 유무에 따라 관절 모멘트 및 근 활성도의 크기도 차이가 날 것으로 생각된다. 따라서 향후 연구에서는 지면반력과 가속도계를 포함하여 하지관절의 움직임과 근 활성도를 함께 살펴본다면 달리기 시 요추 통증의 기전을 밝히는데 도움이 될 것으로 사료된다.

CONCLUSION

본 연구는 요추 통증을 경험 유무와 속도에 따라 달리기 시 지면으로부터 받는 충격의 크기와 충격 흡수 기능을 살펴보고자 하였다. 본 연구에서 LBG는 NLBG에 비해 3.5 m/s와 4.0 m/s 달리기 시 경골에서 더 높은 수직 가속도가 나타났으며(p<.05), 3.5 m/s 달리기 시 더 높은 경골-머리 간 충격 흡수율이 나타났다(p<.05). 이를 통하여 LBG는 빠른 달리기 시 NLBG에 비해 상대적으로 인체에 더 큰 충격을 받으며, 이는 요통에 영향을 미쳤을 것으로 판단된다. 그러나, 요추 부위의 가속도에서 집단 간 차이가 관찰되지 않았다는 점, 경골-요추에서의 충격 흡수율에서 차이가 관찰되지 않았다는 점으로 보아 과거와 현재의 요통 호소 여부에 따른 충격과 충격 흡수율을 살펴볼 필요가 있으며, 이를 통해 요통의 원인을 보다 종합적으로 분석하고 이해할 수 있을 것이라 판단된다. 따라서, 향후의 연구에서는 충격의 특성과 함께 하지관절의 움직임과 근 활성도를 함께 비교하는 추가적 연구가 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENT

This study was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIT) (Grant number: 2019R1F1A1061371) and FILA Lab. (FILA Holdings, Korea).

REFERENCES

Adams, M. A., Burton, K., Bogduk, N. & Dolan, P. (2012). *Education and practice: Biomechanics of back pain.*

Andersson, G. B. (1999). Epidemiological features of chronic low-back pain. *The Lancet*, *354*(9178), 581-585.

Barwick, A., Smith, J. & Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic-hip function: A review of the literature. *The Foot*, *22*(3), 224-231.

Belfiore, P., Scaletti, A., Frau, A., Ripani, M., Spica, V. R. & Liguori, G. (2018). Economic aspects and managerial implications of the new technology in the treatment of low back pain. *Technology and Health Care*, *26*(4), 699-708.

Bird, A. R. & Payne, C. B. (1999). Foot function and low back pain. *The Foot*, *9*(4), 175-180.

Castro-Méndez, A., Munuera, P. V. & Albornoz-Cabello, M. (2013). The short-term effect of custom-made foot orthoses in subjects with excessive foot pronation and lower back pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *Prosthetics and Orthotics International*, *37*(5), 384-390.

Chu, J. J. & Caldwell, G. E. (2004). Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *Journal of Applied Biomechanics*, *20*(3), 291-308.

Chuter, V. H. & de Jonge, X. A. J. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & Posture*, *36*(1), 7-15.

Dahlhamer, J., Lucas, J., Zelaya, C., Nahin, R., Mackey, S., DeBar, L. ... & Helmick, C. (2018). *Prevalence of chronic pain and high-impact chronic pain among adults-United States*, 2016. Morbidity and Mortality Weekly Report, *67*(36), 1001.

De Wit, B., De Clercq, D. & Aerts, P. (2000). Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *Journal of Biomechanics*, *33*(3), 269-278.

Dufek, J. S., Mercer, J. A., Teramoto, K., Mangus, B. C. & Freedman, J. A. (2008). Impact attenuation and variability during running in females: a lifespan investigation. *Journal of Sport Rehabilitation*, *17*(3), 230-242.

Duthey, B. (2013). *Background paper 6.24 low back pain. Priority medicines for Europe and the world.* Global Burden of Disease, 1-29.

Farahpour, N., Jafarnezhad, A., Damavandi, M., Bakhtiari, A. & Allard, P. (2016). Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. *Journal of Biomechanics*, *49*(9), 1705-1710.

Garbutt, G., Boocock, M. G., Reilly, T. & Troup, J. D. (1990). Running speed and spinal shrinkage in runners with and without low back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *22*(6), 769-772.

Guo, H. R., Tanaka, S., Halperin, W. E. & Cameron, L. L. (1999). Back pain prevalence in US industry and estimates of lost workdays. *American Journal of Public Health*, *89*(7), 1029-1035.

Hamill, J., Moses, M. & Seay, J. (2009). Lower extremity joint stiffness in runners with low back pain. *Research in Sports Medicine*, *17*(4), 260-273.

Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M. & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *43*(2), 296.

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.

Ho, K., Spence, J. & Murphy, M. F. (1996). Review of pain-measurement tools. *Annals of Emergency Medicine*, *2*, 427-432.

Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F. ... & Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism*, *64*(6), 2028-2037.

Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(5), 845-849.

Katz, J. N. (2006). Lumbar disc disorders and low-back pain: socio-economic factors and consequences. *JBJS*, *88*(suppl_2), 21-24.

Kikuchi, S. (2017). The recent trend in diagnosis and treatment of chronic low back pain. *Spine Surgery and Related Research*, *1*(1), 1-6.

Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, *24*(10), 877-886.

Lee, C. E., Simmonds, M. J., Etnyre, B. R. & Morris, G. S. (2007). Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. *Spine*, *32*(12), 1329-1336.

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.

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., 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*(4-5), 403-408.

Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T. & Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & Posture*, *49*, 120-126.

Müller, R., Ertelt, T. & Blickhan, R. (2015). Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *Journal of Biomechanics*, *48*(6), 1009-1014.

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.

Novy, D. M., Simmonds, M. J., Olson, S. L., Lee, C. E. & Jones, S. C. (1999). Physical performance: differences in men and women with and without low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *80*(2), 195-198.

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.

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 running and evidence-based guidelines for its use. *Gait & Posture*, *67*, 12-24.

Spilker, R. L. (1980). Mechanical behavior of a simple model of an inter-vertebral disk under compressive loading. *Journal of Biomechanics*, *13*(10), 895-901.

Suri, C., Shojaei, I. & Bazrgari, B. (2020). Effects of School Backpacks on Spine Biomechanics During Daily Activities: A Narrative Review of Literature. *Human Factors*, *62*(6), 909-918.

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*, 469-480.

Van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., del Real, M. T. G., Hutchinson, A. ... & COST B13 Working Group on Guidelines for the Management of Acute Low Back Pain in Primary Care. (2006). European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *European Spine Journal*, *15*(Suppl 2), s169.

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.

Voloshin, A., Wosk, J. & Brull, M. (1981). *Force wave transmission through the human locomotor system*.

Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M. ... & Abraham, J. (2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990~2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet*, *380*(9859), 2163-2196.

Wellenkotter, J., Kernozek, T. W., Meardon, S. & Suchomel, T. (2014). The effects of running cadence manipulation on plantar loading in healthy runners. *International Journal of sports Medicine*, *35*(9), 779-784.

Wosk, J. & Voloshin, A. S. (1985). Low back pain: conservative treatment with artificial shock absorbers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *66*(3), 145-148.