

## 달리기 시 언어적 지시가 충격감소 및 동작 변화에 미치는 영향

### Effects of Verbal Instruction on the Reduction of Impact and Changes in Motion during Running

이영성(한국체육대학교 박사과정) · 박상균\*(한국체육대학교 교수)

Young-Seong, Lee *Korea National Sport University* · Sang-Kyoon Park\* *Motion Innovation Center, Korea National Sport University*

#### 요약

본 연구는 달리기 시 언어적 지시에 따른 충격 감소 효과를 검증하고, 이에 따라 변화되는 신체의 전략을 분석하는 것이 목적이다. 건강한 20대 남성 10명(나이:  $30.20 \pm 4.76$  yrs., 신장:  $174.90 \pm 4.36$  cm, 체중:  $73.80 \pm 10.25$  kg)을 대상으로 3.1 m/s 로 트레드밀 달리를 수행하였다. 달리기 시, 언어적 지시(지시: 달리기 시 하지에 충격을 최대한 감소하도록 달려주세요) 유무에 따른 차이를 비교하기 위해 보행변수와 운동학적 변인, 운동역학적 변인을 산출하여 대응표본 t-test (paired t-test)를 실시하였다. 언어적 지시 시, 보폭 길이와 보폭 시간, 지시시간은 증가하였으며, 착지-이리 구간에서의 수직 신체 질량 중심의 높이는 감소하였다( $p < .05$ ). 착지 시 발목과 엉덩관절각의 굽힘 각과 최대 무릎 굽힘 각은 증가하였으며, 이리 시 무릎 굽힘 각도 증가하였다( $p < .05$ ). 모든 충격 변인인 충격력과 충격부하율은 감소하였으며, 착지 시 발목과 엉덩관절 모멘트는 증가, 착지 시 무릎 모멘트와 이리 시 무릎 관절 모멘트는 감소되었다( $p < .05$ ). 본 연구결과 언어적 지시를 통한 달리기 시 충격감소의 효과는 증명되었고, 이에 따른 신체 전략도 분석되었다. 그럼에도 불구하고 대상자의 신체적, 기술적 조건과 달리기 시 외부적 조건 (예: 속도와 거리, 노면조건 등) 등을 고려한 언어적 지시가 필요하며, 이에 따라 변화되는 충격 기전을 이해 할 필요가 있다고 판단되어진다.

#### Abstract

The purposes of this study were to investigate the effects of verbal instruction to reduce the impact during running and identify its related mechanism of the body strategy. Ten healthy male in their 20s (age:  $30.20 \pm 4.76$  yrs, height:  $174.90 \pm 4.36$  cm, weight:  $73.80 \pm 10.25$  kg) participated in treadmill running at a speed of 3.1 m/s. To compare the differences according to with and without verbal instruction (instruction: run with taking the less shock in lower extremity), a paired t-test was performed by calculating the gait variable, kinematic variable, and kinematic variable. After a verbal instruction to the subjects, they increased stride length, stride time and contact time with decreased the height of vertical center of mass during running ( $p < .05$ ). The flexion angles of the ankle and hip joint at heel contact increased, the maximum knee angle increased, and the knee flexion angles at toe off increased ( $p < .05$ ). All impact variables, impact force and impact load rate, decreased, and ankle and hip joint moments at heel contact increased, knee moment at heel contact decreased, and knee joint moment at toe off decreased ( $p < .05$ ). In conclusion, although verbal instruction has been effective to reduce impact, it is still required to consider physical characteristics and skill levels of runners under different running conditions such as speed and distance of running as well as surface characteristics in order to understand the relationship between verbal instruction and impact during running.

Key words : Verbal instruction, Impact, Running Biomechanics, Running injury

\* [spark@knsu.ac.kr](mailto:spark@knsu.ac.kr)

## I. 서론

달리기에 참여하는 대부분의 사람들은 접촉성 충격에 노출되어 있으며(Crowell, Milner, Hamill, & Davis, 2010; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, & Davis, 2006), 이 충격으로 인해 러너들의 79%가 매년 상해를 겪는다(Lun, Meeuwisse, Stergiou, & Stefanyshyn, 2004; Van Gent et al., 2007). 달리기와 접촉성 충격은 발이 지면에 닿으면서 체중의 2~3배에 달하는 크고 작은 반복적인 충격을 받게 된다(Cavanagh & LaFortune, 1980; Nigg & Wakeling, 2001). 이 충격이 신체의 충격흡수 한계점 미만이면 충격 간 충분한 시간이 있다면, 신체 조직은 가해진 충격 수준을 충분히 받아들여(Hreligac, 2004; Wolff, 1986) 발목관절이나 무릎관절에서 대부분 감소되거나 소멸된다(Rolf, 1995; Wosk & Voloshin, 1985). 그러나 충격 사이 간 시간이 충분치 못하다면 과사용 손상(overuse damage)이 초래되며, 단일 또는 반복에 의한 충격이 충격흡수 한계점을 넘어서면 발이나 경골에 피로골절을 유발하게 된다(Hreligac, 2004). 36개의 달리기 상해 연구들을 비교·분석한 Francis, Whatman, Sheerin, Hume, & Johnson (2019)의 연구에 의하면, 18,195명의 러너들이 10,688건의 해부학적 상해를 입었으며, 그 중 무릎(3,029건) 28%와 발·발목(2,787건) 26%, 정강이(1,682건) 16%, 엉덩이와 허벅지(1,547건) 14% 순으로 84%가 하지에서 상해가 발생한다고 보고함으로써, 달리기 시 발생하는 하지 상해의 심각성을 시사하고 있다.

달리기 시 발생하는 잠재적 상해를 줄이는 방법으로 쿠션이 높은 신발을 착용하거나(Baltich, Maurer, & Nigg, 2015), 쿠션성이 좋은 지면에서 달리기를 하는(Dixon, Collop, & Batt, 2000; Fu et al., 2015) 등 외적 환경을 변화시키는 방법도 있지만, 보폭(stride)을 줄이거나(Phan et al., 2017; Yangjian Huang et al., 2019) 청각적, 시각적 피드백을 활용해(Agresta & Brown, 2015; Eriksson, Halvorsen, & Gullstrand, 2011; Ryu, Kim, Kim, & Park, 2020) 달리기의 자세를 변화시켜 충격을 줄이는 방법(retraining) 등 내적 환경을 변화시키는 방법도 널리 사용되고 있다. 이 중 내적 환경을 변화시키는 방법은 충격을 직접적으로 받는 신체가 전략적으로 동작을 변화시킴으로써 문제의 해결방안을 근본적 접근에서 모색한다는 점이 외적 환경 변화의 방법만큼이나 수많은 연구를 이루어지게 하고 있다. 충격을 감소시키기 위해 보폭 수(stride frequency)를 증가시킨(보폭 길이 감소) 선행연구들을 살펴보면, 메트로놈을 이용하여 선호 보폭 수(preferred stride frequency)를 증가시켜 달리기를 수행한 결과 수직 지면반력과 접촉시간, 수직 신체질량중심 변위가 감소되는 결과가 나타났다(Farley & Gonzalez, 1996; Morin, Samozino, Zameziati, & Belli, 2007; Schubert, Kempf, & Heiderscheit, 2014). 피드백을 활용한 선행연구에서는 시각적 및 청각적 피드백 모두 충격이 감소되었으며(Cheung & Davis, 2011; Clansey, Hanlon, Wallace, Nevill, & Lake, 2014; Crowell, et al., 2010; Crowell & Davis, 2011; Noehren, Scholz, & Davis, 2011), 수직 신체질량 중심의 변위 증가와 걸음걸이 감소(Diebal, Gregory, Alitz, & Gerber, 2012; Eriksson et al., 2011), 발과 지면과의 각도 감소 및 후족 착지에서 중족 착지로 변화(Clansey et al., 2014), 엉

덩관절의 모음각 및 안쪽 회전각 감소, 올라간 골반 기울기 하락(Willy, Scgikz, & Davis, 2012) 등 충격 감소에 따라 달리기 자세가 변화되었다고 보고하였다.

이와 같이 내적 환경을 변화시켜 충격을 감소시킨 연구들은 어떠한 도구나 장비를 통해 결과(충격)를 인식하고 자세를 변화시켜(원인) 결과를 재수정(충격의 감소)하는 것으로써, 보폭 길이를 증가시키기 위해 메트로놈이 필요하며, 피드백을 주기 위해 시각화 또는 청각화 시키는 도구나 장비가 필요하다. 그러나 매년 달리기 상해를 겪는 러너들 중 70%는 재발이 되며(van Mechelen, Hlobil, Zijlstra, De Ridder, & Kemper, 1992), 달리기 상해 예방과 재발 방지를 위해 모든 러너들에게 이와 같은 방법을 적용시키기에는 현실적 제한점이 따른다. 이러한 점에서 언어적 지시는 매우 활용성과 효용성이 높으며, 실제 현장에서도 운동선수들에게 운동기술을 향상시키기 위해 자주 사용되고 있다(Messier & Cirillo, 1989). 언어적 지시에 대한 선행연구를 살펴보면, Morin et al. (2007)은 언어적 지시를 통해 접촉 시간을 증가시켜 달리기를 수행한 결과 수직 지면반력이 감소되었다고 보고하였으며, Creaby & Smith (2016)는 시각적 피드백과 언어적 지시를 함께 사용하여 경골에서의 충격 크기를 비교한 결과 언어적 지시 또한 달리기 시 충격을 줄여주는데 긍정적 영향이 있다고 보고함으로써 언어적 지시가 초보자에게 달리기 주법을 변화시키는데 효과적인 수단임을 제시하였다.

또한, 내적 환경을 변화시켜 충격을 감소시킨 연구들은 충격의 감소효과와 변화된 자세에 대해서 각각 단편적으로만 제시가 되었을 뿐 충격을 감소시키기 위해 신체가 어떤 전략을 사용하는지에 대한 연구는 미비하다. 달리기 시 신체가 어떻게 전략적으로 변화하는지를 파악하는 것은 충격을 만들어내고 받는 원인과 결과가 신체의 동작이라는 점에서 근본적 자세 변화만을 이용해 상해를 예방할 수 있으므로 매우 중요하며, 여기서 더 나아가 충격 감소를 위한 자세 변화를 표준화 한다면 올바른 달리기 방법까지 제시할 수 있을 것으로 사료된다.

따라서 본 연구의 목적은 달리기 시 언어적 지시를 통해 충격 감소 효과를 분석하고, 이에 따라 달리기 시 변화되는 신체의 전략적 변화를 분석하는 것이다. 언어적 지시를 통해 달리기 시 충격 감소 효과의 정량적 근거를 바탕으로 달리기 중 충격으로 인한 상해의 감소와 효과적인 운동방법을 제시하고자 한다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상

본 연구의 대상자는 근골격계에 이상이 없고, 평소 달리기를 하며 후족 착지를 하는 건강한 남성 10명을 선정하였다(표1). 본 연구는 K 대학의 생명윤리위원회에서 심의 승인(승인번호: 20200713-084, 승인날짜: 2020.6.29)을 받았으며, 모든 실험 참가자에게 실험 전 실험과정에 대해 충분히 설명한 뒤, 자발적 동의하에 연구가 진행되었다.

표1. 실험연구대상자 특성

n=10	Mean± SD
Age (yrs.)	30.20 ± 4.76
Height (cm)	174.90 ± 4.36
Weight (kg)	73.80 ± 10.25

## 2. 측정 방법

본 실험은 서울시에 위치한 K대학의 운동역학실에서 수행되었다. 달리기 수행 시 운동학적 및 운동역학적 변인들을 산출하기 위해 지면반력기가 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA) 주변에 8대의 적외선카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 설치한 후, NLT (non-linear transformation)방법으로 3차원 공간좌표를 설정하였다. 실험 전 모든 대상자는 상의 탈의 및 타이트한 짧은 반바지로 환복 후, 부상 방지와 트레드밀 적응을 위하여 낮은 속도(1.2 m/s)부터 본 연구의 고정 속도(3.1 m/s)까지 점차적으로 속도를 올려 충분한 준비운동을 수행하였다. 준비운동 후 2 cm의 반사마커(reflected marker)를 앞·뒤쪽, 오른쪽·왼쪽 머리(head)와 오른쪽·왼쪽 어깨(shoulder), 엉덩뼈능선(Iliac crest), 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine, ASIS), 위뒤엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine, PSIS), 큰돌기(greater trochanter, GT), 복장뼈(sternum), 7번 목뼈(7th cervical vertebra), 안쪽·바깥쪽 무릎(medial·lateral knee), 안쪽·바깥쪽 발목(medial·lateral ankle), 발뒤꿈치(heel), 발배뼈(navicular), 1번째, 5번째 발가락머리(1st, 5th metatarsal head), 2번째 발가락(2nd toe)에 부착하였으며, 넓적다리(thigh)와 정강이(shank)에 클러스터(cluster)를 부착하였다. 달리기 속도는 충격 감소 관련 선행 연구에 따라 3.1 m/s로 트레드밀에서 3분간 달리기를 2번 수행하였으며(Fukuchi & Duarte, 2008; Wood & Kipp, 2014), 첫 번째 달리기는 언어적 지시 없이 평소 피험자 자신이 달리는 자세로 수행하였고, 두 번째 달리기는 모든 피험자들에게 달리기 시 “달리기 시 하지에 충격이 최대한 감소하도록 달려주세요”라고 지속적으로 요청하였다. 각 달리기 시도 사이에는 충분한 휴식시간이 주어졌으며, 3분의 달리기 중 안정적으로 달리기를 수행한 마지막 20보폭(stride)만을 추출하여 분석하였다. 이때, 적외선 카메라와 지면반력의 촬영속도(sampling rate)는 각각 100 Hz와 1,000 Hz로 설정하였다.

## 3. 자료 처리

달리기 시 언어적 지시(Verbal instruction, VI)를 제공받았을 때와 받지 않았을 때(non-Verbal instruction, NVI)의 하지의 운동학적 및 운동역학적 차이를 비교하기 위해 마커 자료와 지면반력 자료는 Qualisys Track Manager software 2019 (Qualisys, Sweden)에서 추출하였다. 발의 착지(heel contact)시점과 발의 이지(toe off)시점은 수직 지면반력을 통해 설정하였으며, 이때 기준 역치(threshold)는 10 N으로 설정하였다. 달리기 시 언어적 지시 유무에 따라 변화되는 관절각과 모멘트는 Visual3d (C-Motion Inc., USA)를 통해

획득하였으며, 이 외 필터링을 비롯한 모든 자료 처리는 Matlab R2016 (MathWorks, USA)을 통해 처리하였다. 실험 시 발생하는 랜덤 오류(random noise)는 2차 저역통과 필터(2nd butter worth low-pass filter)를 통해 최소화하였으며, 이때 차단주파수(cut-off frequency)는 마커 자료 6 Hz와 지면반력 자료 100 Hz로 설정하였다.

## 4. 분석 변인

달리기 시 언어적 지시 유무에 따른 차이를 비교하기 위해 3분 달리기 중 마지막 20개의 오른쪽 보폭(stride)만을 활용하여 보행 변인(gait parameter)과 운동학적 변인(kinematic variable), 운동역학적 변인(kinetic variable)을 산출하였다. 보행 변인으로 보폭 길이(stride length, SL)와 보폭 시간(stride time, ST), 보폭 율(stride frequency, SF), 접촉 시간(contact time, CT)을 살펴보고, 운동학적 변인으로 착지(heel contact) 시와 이지(toe off) 시의 수직 신체질량중심(vertical center of mass, VCoM)과 착지-이지 구간에서의 최대 및 최소 수직 신체질량중심, 앞·뒤, 좌·우, 수직의 신체질량중심 변위 (AP, ML, Vertical CoM displacement; AP, ML, VCoMd), 시상면(sagittal plane)에서 착지·이지 시와 착지-이지 구간에서의 최대 발목·무릎·엉덩관절각(ankle·knee·hip joint angle; AJA, KJA, HJA)을 산출하였다. 운동역학적 변인으로 충격력(첫번째 수직 지면반력 정점, impact peak force, IPF)과 착지 시점부터 충격력까지의 시간(impact peak time, IPT), 착지 시점부터 충격력까지의 충격부하율(loading rate, LR), 착지 시점부터 충격력까지의 충격량(impulse, IM), 능동력(두번째 수직 지면반력 정점, active peak force, APF), 착지 시점부터 능동력까지의 시간(active peak time, APT), 제동력(braking peak force, BPF), 착지 시점부터 제동력까지의 시간(braking peak time, BPT)을 계산하였으며(그림1), 시상면에서의 발목·무릎·엉덩관절 모멘트(ankle·knee·hip joint moment; AJM, KJM, HJM)를 산출하였다. 관절각과 모멘트의 경우, 착지-이지 구간에서의 최대값과 최소값 발현 시점이 착지 시 또는 이지 시와 동일한 시점일 경우, 본 연구의 분석 변인에서 제외하였다.

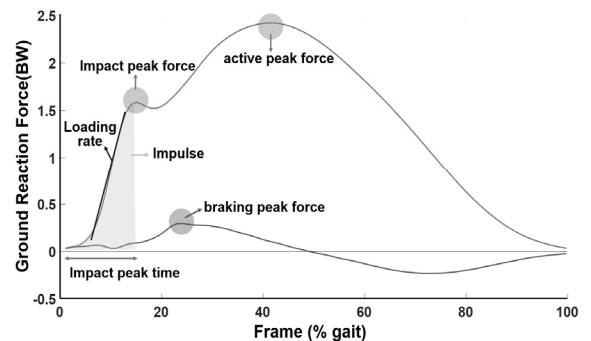


그림1. 지면반력 변인

## 5. 통계 분석

본 연구에서는 SPSS 24.0(IBM, USA)을 통해 통계처리를 수행하였으며, 달리기 시 언어적 지시 유무에 따른 하지의 운동학적 및 운동역학적 차이를 비교하기 위해 대응표본 t-검정(paired t-test)을 하였다. 언어적 지시 유무사이의 연관성의 운동학적 및 운동역학적 차이를 비교하기 위해 대응표본 t-검정(paired t-test)을 하였다. 언어적 지시 유무사이의 연관성을 표현하기 위해 상관관계(Pearson's  $r$ )와 효과크기(Cohen's  $d$ )를 제시하였으며, 효과크기는 다음과 같은 방법으로 계산하였다. 통계적 유의수준은  $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

## III. 연구결과

본 연구는 달리기 시 언어적 지시 유무(verbal instruction vs non-verbal instruction, VI vs NVI)에 따른 운동학 및 운동역학적

차이를 알아보기 위하여 보행변수(gait parameter), 운동학적 변인(kinematic variable), 운동역학적 변인(kinetic variable)을 비교 분석하였으며, 그 결과는 다음과 같다.

달리기 시 언어적 지시 유무에 따른 보행 변인의 차이를 살펴본 결과, SL, ST, CT는 VI가 NVI에 비해 통계적으로 유의한 큰 차이가 나타났으며, SF는 통계적으로 유의한 작은 차이가 나타났다(표 2,  $p < .05$ ).

달리기 시 언어적 지시 유무에 따른 운동학적 차이를 살펴본 결과, 착지 시와 이지 시, 최대와 최소 VCoM은 VI가 NVI에 비해 통계적으로 유의한 작은 차이가 나타났다( $p < .05$ ). 반면, AP, ML, VCoMd는 증가하는 경향을 보였지만, 유의한 차이는 발생하지 않았다(표 3).

표2. 언어적 지시 유무에 따른 보행변수 차이 비교

		Mean $\pm$ SD	Pearson's $r$	t ( $p$ )	Cohen's $d$
Stride Length (cm)	NM	2,225 $\pm$ 0,068	.286	<b>-3,083 (.01)*</b>	-1,155
	VI	2,305 $\pm$ 0,071			
Stride time (s)	NM	0,718 $\pm$ 0,022	.289	<b>-3,053 (.01)*</b>	-1,151
	VI	0,744 $\pm$ 0,023			
Stride frequency (Hz)	NM	1,394 $\pm$ 0,043	.262	<b>3,009 (.01)*</b>	1,143
	VI	1,346 $\pm$ 0,041			
Contact time (s)	NM	0,273 $\pm$ 0,014	.171	<b>-4,256 (.01)*</b>	-1,808
	VI	0,295 $\pm$ 0,010			

Note: Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05.  
NVI: non verbal instruction, VI: verbal instruction

표3. 언어적 지시 유무에 따른 신체질량중심 차이 비교

		Mean $\pm$ SD	Pearson's $r$	t ( $p$ )	Cohen's $d$
Vertical CoM at Heel contact (cm)	NM	96,399 $\pm$ 3,664	.967	<b>2,021 (.04)*</b>	0,165
	VI	95,786 $\pm$ 3,761			
Vertical CoM at Toe off (cm)	NM	98,075 $\pm$ 3,439	.954	<b>2,189 (.03)*</b>	0,215
	VI	97,306 $\pm$ 3,709			
Minimal vertical CoM (cm)	NM	90,244 $\pm$ 3,363	.965	<b>3,061 (.01)*</b>	0,222
	VI	89,298 $\pm$ 3,680			
A-P CoM displacement (cm)	NM	1,408 $\pm$ 0,180	.074	-0,259 (.40)	-0,108
	VI	1,431 $\pm$ 0,240			
M-L CoM displacement (cm)	NM	1,325 $\pm$ 0,238	.741	-0,363 (.36)	-0,085
	VI	1,348 $\pm$ 0,298			
Vertical CoM displacement (cm)	NM	7,837 $\pm$ 0,575	.498	-0,881 (.20)	-0,281
	VI	8,011 $\pm$ 0,660			

Note: Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05.  
NVI: non verbal instruction, VI: verbal instruction

표4. 언어적 지시 유무에 따른 시상면에서의 하지 관절각 차이 비교

		Mean $\pm$ SD	Pearson's <i>r</i>	<i>t</i> ( <i>p</i> )	Cohen's <i>d</i>
Ankle angle at heel contact (°)	NM	4,178 $\pm$ 2,734	.588	<b>-2,087 (.03)*</b>	-0.602
	VI	5,943 $\pm$ 3,114			
Ankle angle at toe off (°)	NM	-18,040 $\pm$ 4,998	.830	0.801 (.22)	0.152
	VI	-18,747 $\pm$ 4,264			
Maximal ankle angle (°)	NM	20,071 $\pm$ 2,990	.739	-0.902 (.19)	-0.212
	VI	20,785 $\pm$ 3,696			
Knee angle at heel contact (°)	NM	5,850 $\pm$ 4,117	.850	-0.793 (.22)	-0.141
	VI	6,395 $\pm$ 3,603			
knee angle at toe off (°)	NM	11,107 $\pm$ 5,597	.915	<b>-1,861 (.05)*</b>	-0.253
	VI	12,439 $\pm$ 4,902			
Maximal knee angle (°)	NM	33,827 $\pm$ 2,996	.910	<b>-3,579 (.01)*</b>	-0.653
	VI	36,354 $\pm$ 4,581			
Hip angle at heel contact (°)	NM	32,272 $\pm$ 4,357	.882	<b>-3,977 (.01)*</b>	-0.625
	VI	35,163 $\pm$ 4,880			
Hip angle at toe off (°)	NM	-4,720 $\pm$ 6,269	.989	1.177 (.14)	0.057
	VI	-5,074 $\pm$ 6,073			

Note: Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05.

NM: non verbal instruction, VI: verbal instruction, Ankle: dorsi-flexion(+), plantar-flexion(-), Knee · hip: flexion(+), extension(-)

표5. 언어적 지시 유무에 따른 지면반력 차이 비교

		Mean $\pm$ SD	Pearson's <i>r</i>	<i>t</i> ( <i>p</i> )	Cohen's <i>d</i>
Impact peak force (BW)	NM	1,647 $\pm$ 0,302	.901	<b>2,110 (.03)*</b>	0.379
	VI	1,549 $\pm$ 0,207			
Impact peak time (s)	NM	0.040 $\pm$ 0.004	.522	-1.145 (.14)	-0.250
	VI	0.041 $\pm$ 0.004			
Loading rate (BW/s)	NM	42,103 $\pm$ 8,594	.819	<b>2,391 (.02)*</b>	0.545
	VI	38,184 $\pm$ 5,434			
Impulse (BW*s)	NM	0.023 $\pm$ 0.005	.276	1.000 (.17)	0.442
	VI	0.021 $\pm$ 0.004			
Active peak force (BW)	NM	2,441 $\pm$ 0.109	.394	<b>2,979 (.01)*</b>	1.053
	VI	2,303 $\pm$ 0.150			
Active peak time (s)	NM	0.113 $\pm$ 0.007	.221	<b>-4,222 (.01)*</b>	-1.729
	VI	0.126 $\pm$ 0.008			
Braking peak force (BW)	NM	0.339 $\pm$ 0.043	.740	<b>3,005 (.01)*</b>	0.681
	VI	0.312 $\pm$ 0.036			
Braking peak time (s)	NM	0.067 $\pm$ 0.005	.812	<b>-4,390 (.01)*</b>	-0.800
	VI	0.071 $\pm$ 0.005			

Note: Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05.

NM: non verbal instruction, VI: verbal instruction

표6. 언어적 지시 유무에 따른 시상면에서의 관절 모멘트 차이 비교

		Mean $\pm$ SD	Pearson's <i>r</i>	<i>t</i> ( <i>p</i> )	Cohen's <i>d</i>
Ankle moment at heel contact (BW*m)	NM	0.030 $\pm$ 0.019	.670	<b>-2,354 (.02)*</b>	-0.616
	VI	0.043 $\pm$ 0.023			
Ankle moment at toe off (BW*m)	NM	-0.031 $\pm$ 0.016	.738	-0.700 (.25)	-0.161
	VI	-0.028 $\pm$ 0.021			
Minimal ankle moment (BW*m)	NM	-2.747 $\pm$ 0.759	.972	<b>-2,148 (.03)*</b>	-0.292
	VI	-2.557 $\pm$ 0.522			
Knee moment at heel contact (BW*m)	NM	0.332 $\pm$ 0.078	.873	<b>5,239 (.01)*</b>	0.833
	VI	0.267 $\pm$ 0.078			
Knee moment at toe off (BW*m)	NM	0.004 $\pm$ 0.062	.570	<b>2,380 (.02)*</b>	0.770
	VI	-0.034 $\pm$ 0.032			
Maximal knee moment (BW*m)	NM	0.685 $\pm$ 0.353	.981	<b>2,352 (.02)*</b>	0.172
	VI	0.620 $\pm$ 0.400			
Minimal knee moment (BW*m)	NM	-1.739 $\pm$ 0.782	.990	-0.866 (.20)	-0.038
	VI	-1.709 $\pm$ 0.779			
Hip moment at heel contact (BW*m)	NM	-0.614 $\pm$ 0.224	.900	<b>-2,762 (.01)*</b>	-0.447
	VI	-0.525 $\pm$ 0.171			
Hip moment at toe off (BW*m)	NM	0.540 $\pm$ 0.154	.693	<b>-2,181 (.03)*</b>	-0.580
	VI	0.616 $\pm$ 0.103			
Minimal hip moment (BW*m)	NM	-2.390 $\pm$ 0.455	.778	-0.235 (.41)	0.052
	VI	-2.417 $\pm$ 0.571			

Note: Bold numbers indicate significant differences at an alpha level of .05.

NM: non verbal instruction, VI: verbal instruction, Ankle: dorsi-flexion(+), plantar-flexion(-), Knee · hip: flexion(+), extension(-)

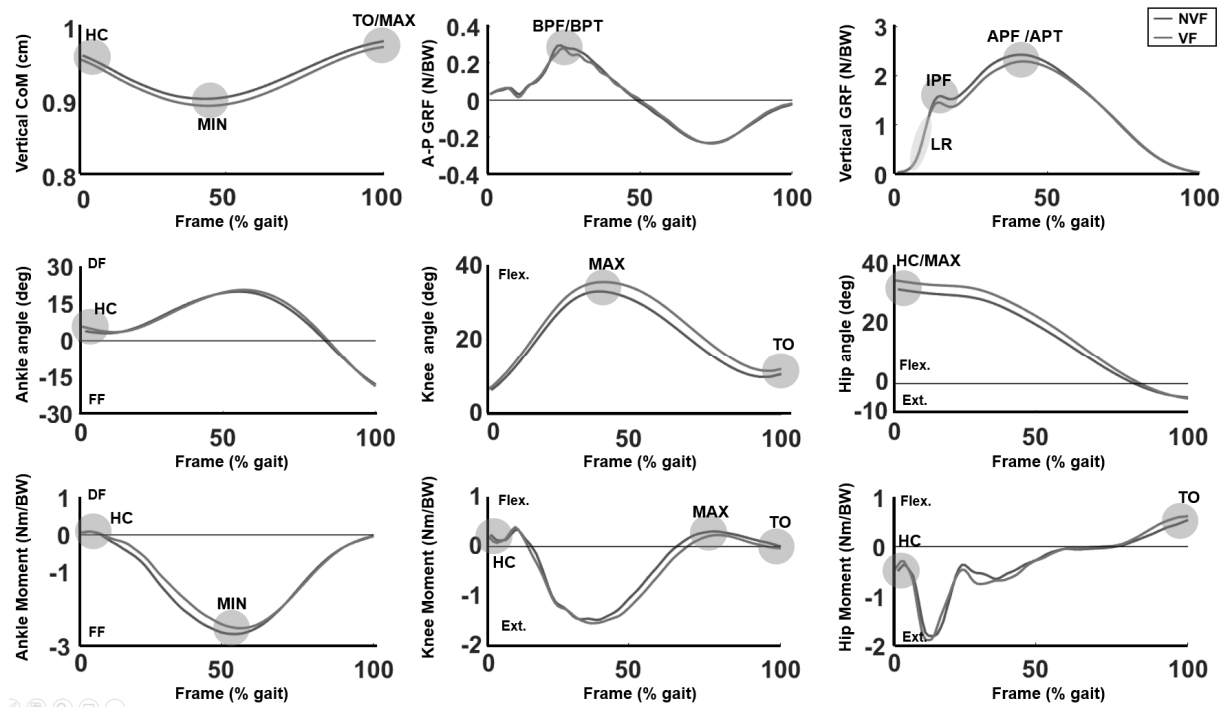


Figure2. Analysis figure of Vertical CoM, A-P · Vertical GRF, Ankle · Knee · Hip angle and moment on NM (non-verbal instruction) and VI (verbal instruction) during running. HC: heel contact, TO: toe off, BPF: braking peak force, BPT: braking peak time, IPF: impact peak force, IPT: impact peak time, LR: loading rate, DF: dorsi-flexion, FF: plantar flexion.

시상면에서 관절각에 대한 결과는 다음 <표4>와 같다. 발목은 VI가 NVI에 비해 착지 시 발등 굽힘각(dorsi-flexion)이 통계적으로 유의한 큰 차이를 보였고, 무릎은 이지 시와 최대 무릎 각에서 굽힘각(flexion)이 통계적으로 유의한 큰 차이를 보였다( $p<.05$ ). 엉덩관절은 착지 시에서 굽힘각이 통계적으로 유의한 큰 차이를 나타냈다( $p<.05$ ).

달리기 시 언어적 지시 유무에 따른 운동역학적 차이를 살펴본 결과, IPF, LR, APF, BPF는 VI가 NVI에 비해 통계적으로 유의한 작은 차이를 보였으며, APT, BPT, PPT는 통계적으로 유의한 큰 차이를 보였다( $p<.05$ ).

시상면에서의 관절 모멘트(joint moment)에 대한 결과는 다음 <표6>과 같다. 발목은 VI가 NVI에 비해 착지 시 굴곡 모멘트(flexion moment)가 통계적으로 유의한 큰 차이를 보였지만, 최소 모멘트에서 신전 모멘트(extension moment)가 통계적으로 유의한 작은 차이를 보였다( $p<.05$ ). 무릎은 착지 시와 최대 모멘트에서 굴곡 모멘트가 통계적으로 유의한 작은 차이를 보였지만, 이지 시에는 굴곡 모멘트에서 신전모멘트로 변화되는 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ ). 엉덩관절은 착지 시 신전 모멘트가 통계적으로 유의한 작은 차이를 나타냈으며, 이지 시 굴곡 모멘트가 통계적으로 유의한 큰 차이를 나타냈다( $p<.05$ ).

## IV. 논의

본 연구는 달리기 시, 언어적 지시(verbal instruction) 유무(VI vs NVI)에 따른 충격의 감소 효과(IPF, APF, BPF, PPF, LR)를 증명하고, 이에 따른 신체의 전략적 변화를 규명하는 것이 목적이다. 이를 위해 본 연구에서는 보행변수(gait parameter)와 운동학적 변인(kinematic variables), 운동역학적 변인(kinetic variables)을 산출하여 지면 착지 시(heel contact)와 이지 시(take off), 각 변인들의 최대 크기(maximal value)와 최소 크기(minimal value)를 살펴보았다.

우선, 본 연구에서 VI가 NVI에 비해 SL, ST, CT는 증가하였고 SF는 감소하였다. SL의 증가는 자연스레 ST와 CT를 증가시키고 SF를 감소시킨다. 하지만, 이와 같은 결과는 달리기 시 충격을 감소시키는 여러 선행연구의 결과와 다른 차이를 보여주고 있다. Messier & Cirillo (1989)는 시각적 피드백과 언어적 지시 시 SL은 증가하지만, CT는 감소되었다고 보고하고 있으며, Diebal et al. (2011, 2012)와 Eriksson et al. (2011)는 걸음 길이(step length)는 감소하였지만, 걸음 율(step rate)은 증가한다고 보고하였다. VCoM에 따른 결과에서는 VI가 NVI에 비해 지면 착지 시와 이지 시, 최소 VCoM에서 모두 감소하였지만, AP·ML·V CoPd에서는 모두 차이가 나타나지 않았다. 하지만, Eriksson et al. (2011)와 Messier & cirillo (1989)은 VCoMd가 증가하였다고 보고하고 있다.

시상면(sagittal plane)에서의 AJA, KJA, HJA에 따른 결과는 여러 선행연구와 다른 차이를 보여주고 있다. 본 연구에서 VI가 NVI에 비해 지면 착지 시, AJA의 발등굽힘(dorsi-flexion)과 HJA의 굽힘(flexion)이 증가하였고, 이지 시 KJA의 굽힘각과 KJA의 최대 굽힘

각 크기가 증가하였다. 선행연구에서는 Messier & Cirillo (1989)가 지면 착지 시 AJA의 발등 굽힘과 KJA의 최대 굽힘각의 크기가 증가하였다고 보고함으로써 본 연구의 결과와 일치함을 보였다. 하지만, Cheung & Davis (2011)와 Clansey et al. (2014)는 각각 시각적 피드백과 청각적 피드백을 활용한 달리기에서 착지 시 AJA의 발등 굽힘각이 감소하였으며, 발과 지면과의 각이 가까워져 후족 착지에서 중족 착지로 변화한다고 보고함으로써 피드백 시, 발목과 발을 제외한 무릎 관절과 엉덩관절의 움직임은 영향을 끼치지 않는다고 하였다. 이와 반대로 몇몇 선행연구에서는 시각적 피드백과 언어적 지시 시 HJA의 모음 각이 감소하였으며, 상승되어 있던 골반이 하강되어 균형을 이룬다고 보고함으로써 피드백 시 엉덩관절의 움직임도 영향이 미치고 있음을 보여주었다.

본 연구의 충격에 대한 결과를 살펴보면, VI가 NVI에 비해 IPF와 LR, APF, BPF는 감소하였고, APT와 BPT는 증가하였으며, IPT와 IM는 차이가 나타나지 않았다. 시각·청각·언어적 피드백을 활용한 여러 피드백 연구를 통해서도 충격을 측정하는 장비가 가속도계 또는 지면반력에 따른 차이가 있을 뿐, 모두 충격변인인 IPF와 LR은 감소되었다(Agresta & Brown, 2015; Cheung & Davis, 2011; Cheung et al., 2018; Clansey et al., 2014; Crowell et al., 2010; Diebal et al., 2011; Diebal et al., 2012; Eriksson et al., 2011; Noehren et al., 2011). 이는 언어적 지시만을 활용한 방법도 충분히 충격을 감소시킬 수 있음을 입증하고 있다. 마지막으로 시상면에서의 AJM, KJM, HJM의 결과를 살펴보면, VI가 NVI에 비해 지면 착지 시 AJM의 발등 굽힘 모멘트가 증가하였지만, KJM의 굽힘 모멘트와 HJM의 폼 모멘트는 감소하였다. 이지 시에는 KJM의 굽힘 모멘트가 신전 모멘트로 변화하였으며, HJM의 굽힘 모멘트는 증가하였다. 또한, AJM의 최대 폼 모멘트와 KJM의 최대 굽힘 모멘트는 감소하였다.

이를 종합해 보면, 지면으로부터 받는 충격을 신체가 줄이기 위해 SL을 증가시켜 달리기를 수행한 것으로 볼 수 있다. SL을 증가시키기 위해 신체는 지면 접촉 시 HJA와 AJA를 더욱 굽힌 채 다리를 뻗었으며, 중간지지기(mid stance)와 이지 시 KJA를 더욱 굽힘으로써 SL을 증가시켰을 것이라 판단된다. 이에 달리기 시 전체적인 신체의 VCoM은 감소되었을 것으로 판단된다. 지면 착지 시, 신체는 발목의 발등 굽힘 모멘트를 증가시켜 발목의 발등 굽힘 각을 증가시키고, 이로 인해 착지 시 발 뒤꿈치(heel)의 rolling 시간을 증가시켜 충격을 분산시켰을 것으로 사료된다. 이러한 신체의 전략적 변화는 IPF와 LR, BPF를 감소시키고, BPT와 ST, CT를 증가시켰을 것이라 판단된다.

본 연구의 결과들을 여러 피드백 연구와 비교해 볼 때, 충격 변인을 제외한 대부분의 변인들이 상이한 결과를 나타냈는데, 이는 피드백 종류의 특성 때문이라 사료된다. 시각적 및 청각적 피드백은 TV나 소리와 같이 어떤 특정 기준을 바탕으로 판단하는 반면, 언어적 지시는 뚜렷한 기준 없이 자신만의 사고와 판단으로만 신체가 변화되기 때문이라 사료된다. 즉, 시각적·청각적 피드백과 언어적 지시는 인지 기관이 서로 달라 뇌에 전달 및 입력되는 과

정이나 시간, 인식 집중정도 등이 서로 다르며 때문에 각 종류의 피드백에 따라 변화되는 신체 전략이 달랐을 것이라 판단된다(이가람 등, 2017; Loughlin & Redfern, 2001; Uchiyama & Demura, 2008). 또한, 어떤 언어적 지시를 제시하는지에 따라서도 달리기 시 신체의 전략은 변화 될 것으로 사료된다. 언어적 지시를 활용한 소수의 선행연구에서는 “무릎을 더 높게, 무릎을 더 낮게, 힘차게, 약하게 뛰세요” 등 대체적으로 동작에 대해 구체적인 지시를 내린 반면(Messier & Cirillo, 1989; Eriksson et al., 2011), 본 연구에서는 “달리기 시 하지에 충격이 최대한 감소하도록 달려주세요”라는 구체적인 지시가 아니었기 때문에 본 연구의 운동학적 결과와 같이 나타났을 것으로 사료된다. 충격 감소를 위해 자세를 변화시키는(retraining) 선행연구를 살펴보면, 선호 또는 고정 속도 달리기 시 SL을 감소시켰을 때 CT와 VCoMd, 지면으로부터 신체가 받는 충격은 감소된다고 보고되고 있으며(Morin et al., 2007; Farley & Gonzalez, 1996), KJA의 굽힘 각과 지면사이의 각을 감소시켜 IT band syndrom과 같은 무릎 통증과 발꿈치쪽 발바닥 통증을 줄일 수 있다고 제시하였다(Farley & Gonzalez, 1996).

위의 결과를 토대로 본 연구의 결과를 종합해보면, 언어적 지시로 인해 보폭이 증가하는 경우는 충격을 줄여주는 관점에서 효과는 있지만, 슬개 대퇴 통증 증후군이나 만성운동성구획 증후군의 상해를 겪은 특정 러너집단에게는 고려해 볼 필요가 있다고 판단된다. 이와는 달리 Agresta & Brown (2015)은 여러 시각적·청각적 피드백 연구를 종합한 결과 시각적·청각적 피드백은 순간 평균 하중속도, 수직 가속도 크기, 수직 충격력을 감소시키는데 효과적이며, 엉덩 및 골반의 움직임의 패턴을 개선시켜주므로 경골 피로골절이나 족저 근막염 등 부상 경험이 있는 러너들에게는 피드백이 효과적인 방법이라고 제시하고 있다. 따라서 차후의 연구에서는 시각적·청각적 또는 언어적 지시를 함께 활용한 종합적 피드백 제시에 따른 달리기 시 충격감소와 운동학적 및 운동역학적 변화에 대해 흥미로운 연구를 기대한다. 또한, 본 연구의 언어적 지시에 의한 충격 감소와 상해와의 연관성의 이해를 위해 피험자의 신체적 및 기술적 특성과 생체역학적 요인에 영향을 미치는 외부적인 요인(예: 달리기 속도와 거리, 노면의 특성 등)에 대한 고려가 필요하다고 판단되어진다.

## V. 결론 및 제언

어적 지시는 시각적·청각적 피드백과는 달리 언제 어디서든 어떠한 장비 없이 쉽게 활용할 수 있다는 장점을 지니고 있다. 따라서 본 연구의 목적은 언어적 지시 유무에 따른 충격 감소 효과를 검증하고 이에 따른 신체적 변화를 규명하는 것이며, 본 연구의 결과를 통해 실제 현장에 활용되어 달리기 시 러너들의 상해를 감소시키고 올바른 달리기 자세가 제시되기를 희망한다. 하지만 본 연구의 결과 언어적 지시가 달리기 시 충격을 줄여주는 효과는 검증되었지만, 여러 피드백과 관련된 선행연구와 충격 감소를 위한 선행연구를 비교한 결과, 본 연구 결과는 일반 러너들에

게는 충격 감소 측면에서 제시할 수 있지만, 보폭의 증가로 인한 무릎이나 발 통증을 지닌 러너들에게는 고려해 볼 필요가 있다고 판단된다. 언어적 지시에 따른 신체 변화에 대해 더욱 정확히 판단하기 위해서는 언어적 지시와 시각적 피드백, 청각적 피드백을 함께 비교해 볼 필요가 있으며, 더불어 보폭 증가 및 감소에 따른 신체 전략의 변화와 달리기 효율적 측면을 함께 비교할 필요가 있다고 판단된다.

## ACKNOWLEDGEMENT

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

## 참고문헌

- 이가람, 염광래, 이정훈, 정다영, & 조준동. (2017). 청각 피드백 인터페이스를 활용한 실시간 걸음걸이 관리 연구. **한국 HCI 학회 학술대회**, 458-461.
- Agresta, C., & Brown, A. (2015). Gait retraining for injured and healthy runners using augmented feedback: a systematic literature review. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 45(8), 576-584.
- Baltich, J., Maurer, C., & Nigg, B. M. (2015). Increased vertical impact forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *PLoS one*, 10(4). e0125196
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cheung, R. T., & Davis, I. S. (2011). Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 41(12), 914-919.
- Cheung, R. T., An, W. W., Au, I. P., Zhang, J. H., Chan, Z. Y., & MacPhail, A. J. (2018). Control of impact loading during distracted running before and after gait retraining in runners. *Journal of sports sciences*, 36(13), 1497-1501.
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., Nevill, A., & Lake, M. J. (2014). Influence of tibial shock feedback training on impact loading and running economy. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(5), 973-981.
- Creaby, M. W., & Smith, M. M. F. (2016). Retraining running gait to reduce tibial loads with clinician or accelerometry guided



- feedback. *Journal of science and medicine in sport*, 19(4), 288-292.
- Crowell, H. P., & Davis, I. S. (2011). Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical biomechanics*, 26(1), 78-83.
- 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.
- Diebal, M. A. R., Gregory, R., Alitz, C. C., & Gerber, L. J. P. (2011). Effects of forefoot running on chronic exertional compartment syndrome: a case series. *International journal of sports physical therapy*, 6(4), 312.
- Diebal, A. R., Gregory, R., Alitz, C., & Gerber, J. P. (2012). Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. *The American journal of sports medicine*, 40(5), 1060-1067.
- Dixon, S. J., Collop, A. C., & Batt, M. E. (2000). Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(11), 1919-1926.
- Eriksson, M., Halvorsen, K. A., & Gullstrand, L. (2011). Immediate effect of visual and auditory feedback to control the running mechanics of well-trained athletes. *Journal of sports sciences*, 29(3), 253-262.
- Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*, 29(2), 181-186.
- Francis, P., Whatman, C., Sheerin, K., Hume, P., & Johnson, M. I. (2019). The proportion of lower limb running injuries by gender, anatomical location and specific pathology: a systematic review. *Journal of sports science & medicine*, 18(1), 21.
- Fu, W., Fang, Y., Liu, D. M. S., Wang, L., Ren, S., & Liu, Y. (2015). Surface effects on in-shoe plantar pressure and tibial impact during running. *Journal of Sport and Health Science*, 4(4), 384-390.
- Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2008). Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners. *Journal of sports sciences*, 26(13), 1447-1454.
- Hreljac, A. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 845-849.
- Loughlin, P. J., & Redfern, M. S. (2001). Spectral characteristics of visually induced postural sway in healthy elderly and healthy young subjects. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 9(1), 24-30.
- Lun, V., Meeuwisse, W. H., Stergiou, P., & Stefanyshyn, D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British journal of sports medicine*, 38(5), 576-580.
- Messier, S. P., & Cirillo, K. J. (1989). Effects of a verbal and visual feedback system on running technique, perceived exertion and running economy in female novice runners. *Journal of sports sciences*, 7(2), 113-126.
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., & Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(2), 323.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K., & Belli, A. (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of biomechanics*, 40(15), 3341-3348.
- Nigg, B. M., & Wakeling, J. M. (2001). Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and sport sciences reviews*, 29(1), 37-41.
- Noehren, B., Scholz, J., & Davis, I. (2011). The effect of real-time gait retraining on hip kinematics, pain and function in subjects with patellofemoral pain syndrome. *British journal of sports medicine*, 45(9), 691-696.
- Phan, X., Grisbrook, T. L., Wernli, K., Stearne, S. M., Davey, P., & Ng, L. (2017). Running quietly reduces ground reaction force and vertical loading rate and alters foot strike technique. *Journal of sports sciences*, 35(16), 1636-1642.
- Rolf, C. (1995). Overuse injuries of the lower extremity in runners. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 5(4), 181-190.
- Ryu, S., Kim, J., Kim, W. S., & Park, S. K. (2020). Immediate effects of real-time visual bio-feedback using ground reaction forces on gait symmetry in elderly males. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 21(1), 117-126.
- Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheid, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics: a systematic review. *Sports health*, 6(3), 210-217.
- Uchiyama, M., & Demura, S. (2008). Low visual acuity is associated with the decrease in postural sway. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 216(3), 277-285.
- 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 Mechelen, W., Hlobil, H., Zijlstra, W. P., De Ridder, M., & Kemper, H. C. G. (1992). Is range of motion of the hip and ankle joint related to running injuries?. *International journal of sports medicine*, 13(08), 605-610.
- Willy, R. W., Scholz, J. P., & Davis, I. S. (2012). Mirror gait retraining for the treatment of patellofemoral pain in female runners. *Clinical Biomechanics*, 27(10), 1045-1051.
- Wood, C. M., & Kipp, K. (2014). Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. *Journal of biomechanics*, 47(7), 1739-1741.
- Wolff, J. *The Law of Bone Remodeling*, P. G. J. Maquet and R. Furlong (Trans.). Berlin: Springer-Verlag, 1986 (original work published in 1892), 126 pp.
- 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.
- Yangjian Huang, Haisheng Xia, Gang Chen, Sulin Cheng, Roy T.H. Cheung, & Peter B. Shull. (2019). Foot strike pattern, step rate, and trunk posture combined gait modifications to reduce impact loading during running. *Journal of Biomechanics* 86, 102-109.