KJSB
Korean Journal of Sport Biomechanics 2019; 29(3): 173-183
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2019.29.3.173
http://e-kjsb.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

The Relationship between Anthropometric Parameters of the Foot and Kinetic Variables during Running

달리기 시 발의 인체측정학적 변인과 운동역학적 변인의 관계

Young Seong Lee[1], Jiseon Ryu[1,2]

[1]Motion Innovation Centre, Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Health and Exercise Science, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 04 September 2019
Revised : 17 September 2019
Accepted : 17 September 2019

Corresponding Author
Jiseon Ryu
Department of Health and Exercise Science, College of Lifetime Sport of Korea National Sport University, Seoul, 05541, South Korea
Tel : +82-2-410-6822
Fax : +82-2-418-1877
Email : Jiseon@knsu.ac.kr

Objective: The aim of this study was to investigate the correlation coefficients between anthropometric parameters of the foot and kinetic variables during running.

Method: This study was conducted on 21 healthy young adults (age: 24.8±2.1 yes, height: 177.2 ±5.8 cm, body mass: 73.3±7.3 kg, foot length: 256.5±12.3 mm) with normal foot type and heel strike running. To measure the anthropometric parameters, radiographs were taken on the frontal and sagittal planes, and determined the length and width of each segment and the navicular height. Barefoot running was performed at a preferred velocity (3.0±0.2 m/s) and a fixed velocity (4.0 m/s) on treadmill (Bertec, USA) in order to measure the kinetic variables. The vertical impact peak force, the vertical active peak force, the braking peak force, the propulsion peak force, the vertical force at mid-stance (vertical ground reaction when the foot is fully landed in mid-stance or at the point where the weight was uniformly distributed on the foot) and the impact loading rate were calculated. Pearson's correlation coefficient was used to investigate the relationship between anthropometric variables and kinetical variables. The significance level was set to $\alpha = .05$.

Results: At the preferred velocity running, the runner with longer forefoot had lower active force (r=-.448, p=.041) than the runner with short forefoot. At the fixed velocity, as the navicular height increases, the vertical force at full landing moment increases (r= .671, p= .001) and as the rearfoot length increases, the impact loading rate decreases (r=- .469, p= .032).

Conclusion: There was a statistically significant difference in the length of fore-foot and rearfoot, and navicular height. Therefore it was conclude that anthropometric properties need to be considered in the foot study. It was expected that the relationship between anthropometric parameters and kinetical variables of foot during running can be used as scientific criteria and data in various fields including performance, injury and equipment development.

Keywords: Running, Anthropometric parameters, Kinetical variables, Ground reaction force

INTRODUCTION

걷기의 연장선인 달리기는 인간의 기본 동작 중 하나이다(Perry & Burnfield, 1992). 달리기는 언제 어디서든 개인의 건강을 쉽게 향상시킬 수 있다는 점에서 많은 사람들에게 각광받고 있다. 최근에는 스포츠 브랜드의 달리기 마케팅이 활성화되면서 젊은 층을 비롯한 많은 사람들이 달리기에 참여하고 있다(Shin, 2018). 그러나 달리기는 걷기와는 다르게 발에 큰 충격 부하를 준다(Cavanagh & Lafortune, 1980). 이는 곧 발에 피로골절과 같은 상해를 유발시킨다(Simonsen, Marc, de Zee & Kersting, 2017).

발은 해부학적으로 전족(forefoot), 중족(midfoot), 후족(rearfoot)으로 나누어지며, 각 분절 별 서로 다른 기능을 지니고 있다. 후족은 지면과 접촉하는 동시에 지면으로부터 충격을 흡

Copyright © 2019 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.

수하며, 순간적으로 신체의 이동을 멈추어 일시적인 신체의 감속을 일으킨다. 중족은 체중을 지지하고 신체의 균형을 유지시킨다. 전족은 지면을 밈으로써 신체가 앞으로 이동할 수 있도록 한다(Neumann, 2002). 이러한 발의 기능을 판단하는 수단으로 지면반력(ground reaction force)이 활용되고 있다. 지면반력은 운동역학적 연구에 반드시 필요한 요소로써, 달리기 시 신체가 받는 충격(impact)을 정량화시키고, 추진(propulsion)과 제동(barking)의 크기와 패턴을 분석하는데 활용된다. 대표적으로 달리기의 속도가 증가할수록 수직 충격력, 제동력, 추진력, 충격 부하율의 크기도 증가한다(De Wit, De Clercq & Aerts, 2000; Nilsson & Thorstensson, 1989; Nigg, Bahlsen, Luethi & Stokes, 1987). 이러한 지면반력 데이터는 달리기의 메커니즘을 이해하여 선수의 운동수행능력을 향상시키고, 상해의 기전을 밝혀 잠재적인 상해 발생률을 감소시키는데 중요한 척도로 활용되고 있다(Ryu, 2005; Nilsson & Thorstensson, 1989).

최근 들어 발과 달리기 운동수행능력과의 관계를 규명한 연구가 조금씩 진행되고 있다. Ueno et al. (2018)은 달리기 선수들이 일반인보다 전족 길이가 상대적으로 길며, 이는 운동 수행에 긍정적으로 영향을 미친다고 보고하였다. Tanaka et al. (2017)은 남자 단거리 선수들의 첫 번째와 두 번째 발가락의 길이가 비 선수의 발가락 길이보다 길게 나타났다고 보고하였으며, 단거리 선수들 중 빠른 그룹과 느린 그룹을 비교 분석한 결과 속도가 빠른 그룹이 두 번째 발가락의 길이가 첫 번째 발가락 보다 더 길다고 보고하여 전족의 뼈 길이가 길수록 달리기 수행능력에 더 유리할 것이라고 주장하였다. Rolian, Lieberman, Hamill, Scott & Werbel (2009)는 이와 같은 결과는 달리기 시 긴 발가락이 모멘트 암을 증가시켜 발가락의 굽힘 힘을 증가시켜 운동수행능력이 향상된 것이라고 보고하였다.

발과 달리기 운동수행능력 연구와는 달리 달리기 시 발생되는 발 상해에 관한 연구는 매우 많이 진행되어 왔다. 대부분의 단거리 달리기 선수들은 전족 착지를 하는 반면, 장거리 선수의 75~80%는 후족 착지를 한다고 알려져 있다(Novacheck, 1998; Hasegawa, Yamauchi & Kraemer, 2007). Cavanagh & Lafortune (1980)은 달리기 시 후족 착지를 하는 선수들이 전족 착지를 하는 선수들에 비해 더 높은 수직 지면반력 값이 관찰된다고 보고하였으며, Daoud et al. (2012)는 후족 착지의 선수가 전족 착지의 선수에 비해 상해가 약 2배 더 많이 발생한다고 보고하였다. 후족 착지 달리기는 빠른 달리기나 맨발 달리기처럼 반복적인 큰 충격력을 동반한다. 반복적인 큰 충격 부하는 신체에 과 사용현상(overuse phenomena)을 일으키고, 이는 곧 신체 근골격계의 상해 원인이 된다(Ryu, 2005; Cavanagh & Lafortune, 1980; Daoud et al., 2012). 반면 Simonsen et al., (2017)은 달리기에 의해 발생되는 상해 중 55%는 발허리뼈에서 발생한다고 보고하였다. Nagel, Fernholz, Kibele & Rosenbaum (2008)은 장거리 달리기 전과 후의 발 부위 별 압력을 비교한 결과 달리기 전보다 달린 후 때의 발허리뼈 압력이 더 높았으며, 발가락의 압력은 더 낮아졌다고 보고하였다.

운동역학적 발 연구는 생체 내 발의 기능을 밝히고 달리기의 기본적인 메커니즘을 정의하여 운동수행능력을 향상시키는데 일조하였다(Chan & Rudins, 1994). 또한 정상과 병리학적 차이를 통해 상해의 기전을 밝히고, 인체에 전달되는 충격력을 최소화시키는 장비 및 도구를 개발할 수 있도록 과학적 기준과 자료를 제시하였다(Kim, 2006; Cavanagh & Lafortune, 1980; Novacheck, 1998). 이를 통해 발을 포함한 신체 각 관절들을 보호하고 상해를 예방시키는 보조기나 운동화가 개발되었으며 현재에도 더 나은 방안을 찾기 위해 연구되고 있다(Kim, 2000; Song, Lee & Sung, 2008; D'AoÛt, Pataky, De Clercq & Aerts, 2009).

그러나 달리기에 대한 발 연구 대부분은 사람 개인의 고유 특성인 인체측정학적 특성을 반영하지 않았다. 발 분절에 따른 기능과 특성은 모든 사람에게 동일하게 같다. 그러나 인체측정학적 특성(anthropometric parameter)은 모든 사람마다 다르다. 즉, 발은 사람들마다 해부학적 구조나 기능은 같다 하더라도 발 분절의 길이나 너비, 높이 등과 같은 인체측정학적 특성은 개인마다 모두 다르다. 이는 곧 운동역학적 연구에도 영향을 미칠 것이다. 인체측정학적 특성을 고려한 달리기 연구는 최근에 몇몇 연구들이 이루어지고 있지만 이는 전족과 운동수행능력과의 관계를 규명한 연구가 다소 있을 뿐(Ueno et al., 2018; Tanaka et al., 2017; Baxter, Novack, Werkhoven, Pennell & Piazza, 2012; Rolian et al., 2009), 중족 및 후족과 운동수행능력과의 관계를 규명한 연구는 상대적으로 부족한 실정이다. 또한, 전족의 길이와 운동수행능력간 관계를 밝혀 냈을 뿐, 이에 대한 역학적 메커니즘이나 정량적인 관계는 제시되지 않았다.

따라서 달리기 시 발의 인체측정학적 특성을 고려한 연구는 상해와 경기력과 관련해 필요한 연구라 할 수 있다. 이에 본 연구는 달리기 시 발 분절의 인체측정학적 특성과 운동역학적 변인과의 상관관계를 규명하고자 한다.

METHOD

1. 연구 대상

본 연구에 참여한 대상자들은 근·골격계에 이상이 없고, 정상 발 유형과 달리기 시 후족 착지 유형을 지닌 건강한 20대 남성 21명을 선정하였다(Table 1). 이 때, 본 연구는 K대학교 생명윤리위원회에서 심의 승인을 받았으며(과제 관리번호: 1263-201806-HR-014-02, 승인번호: 20180625-016, 승인날짜: 2018. 07. 05), 모든 대상자는 자발적 동의로 연구에 참가하였다.

Table 1. Characteristics of subjects

Age (yrs.)	Height (cm)	Body mass (kg)	Foot length (cm)	Preferred run speed (m/s)
24.8±2.1	177.2±5.8	73.3±7.3	256.5±12.3	3.0±0.2

2. 실험 방법

본 연구에서는 정상 발 유형과 후족 착지 유형을 선별하기 위해 사전에 구두 설문과 NDT (navicular drop test) 및 NNHt (normalized navicular height truncated) 검사를 실시하여 대상자를 모집하였다. NDT는 지면에 체중을 싣은 상태와 싣지 않은 상태에서의 발배뼈 높이 차를 통해 정상 발 유형을 구분하는 검사이며, NNHt는 발의 길이(뒤꿈치에서 첫 번째 중족관절까지의 길이)에 대한 발배뼈 높이까지의 길이 비로 정상 발의 유형을 구분한다. 이 때 정상 발 범위는 NDT: 6~9 mm (Picciano, Rowlands & Worrell, 1993; Razeghi & Batt, 2002; McPoil et al., 2008), NNHt: 0.22~0.31 mm (Razeghhi & Batt, 2002)로 설정하였다. 이후, 선정된 대상자들은 발을 횡단 면과 시상 면으로 radiography을 하였으며, 이를 통해 발의 인체측정학적 변인(전족, 중족, 후족의 길이와 너비, 발배뼈의 높이)을 측정하였다(Figure 1) (Ce4rt, 2017). 맨발 달리기를 실시하기 전, 대상자들은 충분한 준비운동 시간을 가졌다. 각 대상자들의 선호 주행 속도는 트레드밀 위에서 속도의 증가와 감소를 임의적으로 반복하여 각 대상자가 가장 편안하다고 느끼는 속도를 선정, 이와 같은 과정을 3번 반복 후 평균 내어 선정하였다 (Ryu, 2012; Ryu, 2013). 반사 마커는 달리기 시 발의 완전 착지 순간을 측정하기 위해 오른발 1번째와 5번째 발허리뼈 머리와 뒤꿈치에 각각 부착하였으며(Figure 2), 5번째 발허리뼈 머리와 뒤꿈치의 반사 마커 높이를 동일하게 부착하였다(Tsung, Zhang, Fan & Boone, 2003). 운동역학적 변인들은 지면반력기가 내장된 트레드밀(instrumented treadmill, Bertec, USA) 주변으로 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 설치한 후, NLT (non-linear transformation) 방법으로 각 카메라의 기준 좌표계를 설정하였으며, 이 때 카메라와 지면반력의 샘플링 율(sampling rate)은 각각 100 Hz와 1,000 Hz로 설정하였다. 실험 시 속도(선호 주행 속도, 고정 속도 4.0 m/s)는 무작위로 선정하여 3분 맨발 달리기를 수행하였으며, 각 주행 속도 사이에는 충분한 휴식을 취하도록 하였다. 자료 취득 후, 연속되는 20보폭(stride)만을 이벤트 구간으로 설정하여 자료를 수집하였다.

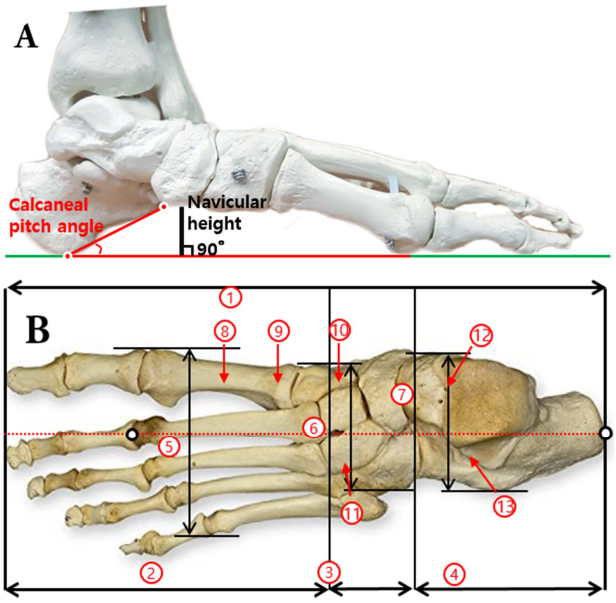

Figure 1. Navicular height (A), Foot length and width (B). In the (B), (1) Total foot length, (2) Forefoot length, (3) Midfoot length, (4) Rearfoot length, (5) Forefoot width, (6) Midfoot width, (7) Rearfoot width, (8) Metatarsal bone, (9) Cuneiform bone, (10) Cuboid bone, (11) Navicular bone, (12) Talus bone, (13) Calcaneus bone.

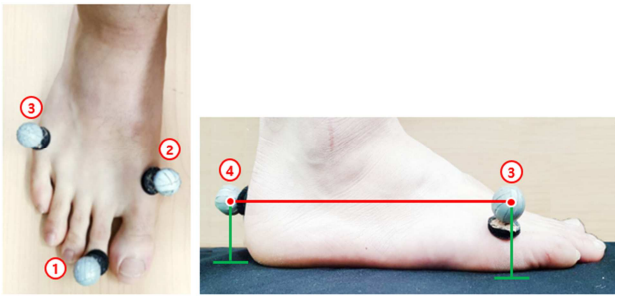

Figure 2. Position of reflective marker. (1) 2nd toe, (2) 1st metatarsal head, (3) 5th metatarsal head, (4) Heel.

3. 자료 처리

본 연구에서는 달리기를 통해 얻어진 20개의 보복 중 5개 (1, 5, 10, 15, 20번째)의 보폭만을 선정하여 최대 수직 수동력 또는 충격력(vertical impact peak force), 최대 수직 능동력(vertical active peak force), 최대 제동력(breaking peak force), 최

대 추진력(propulsion peak force), 완전 착지 순간에서의 힘 값(vertical force at mid-stance), 충격 부하율(impact loading rate)을 산출하였다. 산출된 값은 대상자들의 체중으로 표준화시켜 평균화하였다. 최대 수동력과 최대 수직 능동력은 상 방향을 (+), 하 방향을(–)로 설정하였으며, 최대 제동력과 최대 추진력은 신체가 앞으로 나아가는 방향을 (–), 신체가 뒤로 나아가는 방향을 (+)로 설정하였다. 완전 착지 순간은 달리기 시 체중이 발에 골고루 분포되는 지점, 즉 발이 완전히 착지하는 시점으로 정의하였다. 이 때의 수직 지면반력 크기를 측정하기 위해 달리기 착지 후 5번 째 발허리뼈 머리와 발꿈치뼈 끝 중앙점에 부착된 반사 마커의 위치 차가 0에 가까운 지점을 완전 착지 순간에서의 힘으로 설정하여 수직 지면반력 값을 산출하였다(Tsung et al., 2003). 적외선 카메라와 지면반력기로부터 원자료를 획득하면서 발생된 오차(noise)를 제거하기 위해 4차 버터워스 저역통과필터(Butterworth 4th low-pass filtering)를 실시하였다. 이 때, 차단 주파수(cut-off frequency)는 주파수 분석(power spectrum density; PSD)을 통해 설정하였으며, 누적된 주파수의 99.9% 주파수로 선정하였다(Ryu, 2012; Ryu, 2013). 본 실험에서 달리기 시 발생된 지면반력 크기는 개인 발의 고유한 인체측정학적 특성에 따른 크기이기 때문에 발의 인체측정학적 자료는 절대치로 사용하였다.

4. 통계 처리

본 연구의 통계 처리는 SPSS 24.0 (IBM, USA)을 이용하여 피어슨의 적률 상관계수(Pearson's product moment correlation coefficients) *r*을 산출하였으며, 이를 통해 정적 상관 및 부적 상관 정도를 해석했다(Kang, 2006). 이 때 유의 수준은 α= .05로 설정하였다.

RESULTS

본 연구는 달리기 시 발의 인체측정학적 변인과 운동역학적 변인 간의 상관관계를 규명하고자 radiograph 촬영을 통해 전족, 중족, 후족의 길이와 너비, 발배뼈의 높이를 측정하였고, 선호 속도(3.0±0.2 m/s)와 고정 속도(4.0 m/s)에서 맨발 달리기를 실시하여 최대 수직 충격력과 최대 수직 능동력, 최대 제동력, 최대 추진력, 완전 착지 순간에서의 힘, 충격 부하율을 산출하였다.

1. 인체측정학적 특성

본 연구 대상자는 21명의 발에 대한 인체측정학적 변인(전족, 중족, 후족의 길이와 너비, 발배뼈의 높이)들을 산출한 결과, 전체 발 길이: 256.3±12.4 mm, 전족 길이: 119.5±7.6 mm, 중족 길이: 34.1±2.9 mm, 후족 길이: 90.8±5.4 mm, 전족 너비: 86.8±4.9 mm, 중족 너비: 66.4±3.4 mm, 후족 너비: 55.3±3.6 mm, 발배뼈 높이: 44.5±5.3 mm으로 나타났다(Table 2).

2. 운동역학적 변인

실험 결과, 대상자 21명의 달리기 속도에 따른 운동역학적 특성은 선호 속도(3.0±0.2 m/s)에서 최대 수직 충격력: 1.50±0.20 N/BW, 최대 수직 능동력: 2.29±0.14 N/BW, 최대 제동력: 0.41±0.11 N/BW, 최대 추진력: -0.26±0.04 N/BW, 완전 착지 순간에서의 힘: 1.4±0.23 N/BW, 충격 부하율: 83.02±22.99 N/(BW*t)으로 나타났으며, 고정 속도(4.0 m/s)에서 최대 수직 충격력: 2.07±0.28 N/BW, 최대 수직 능동력: 2.48±0.17 N/BW, 최대 제동력: 0.59±0.16 N/BW, 최대 추진력: -0.36±0.05 N/BW, 완

Table 2. Anthropometric feature of the foot (Unit: mm)

	Length				Width			Navicular height
	Total	Forefoot	Midfoot	Rearfoot	Forefoot	Midfoot	Rearfoot	
Mean ± SD	256.3±12.4	119.5±7.6	34.1±2.9	90.8±5.4	86.8±4.9	66.4±3.4	55.3±3.6	44.5±5.3

Table 3. Kinetic Variables feature

	Impact peak force (N/BW)	Active peak force (N/BW)	Braking peak force (N/BW)	Propulsion peak force (N/BW)	Vertical force at mid-stance (N/BW)	Impact loading rate ((N/BW)/t)
PV	1.5±0.20	2.29±0.14	0.41±0.11	- 0.26±0.04	1.40±0.23	83.02±22.99
FV	2.07±0.28	2.48±0.17	0.59±0.16	- 0.36±0.05	1.66±0.25	150.87±41.21

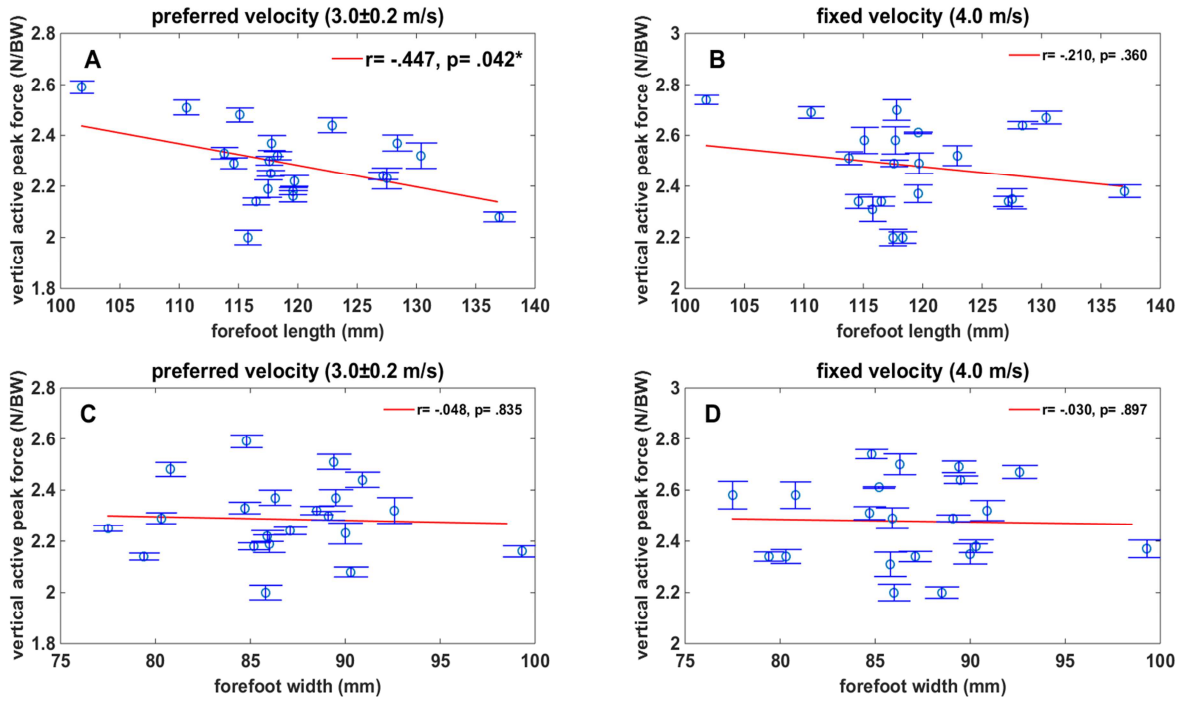

Figure 3. The correlation between vertical active peak force and forefoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and forefoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D).

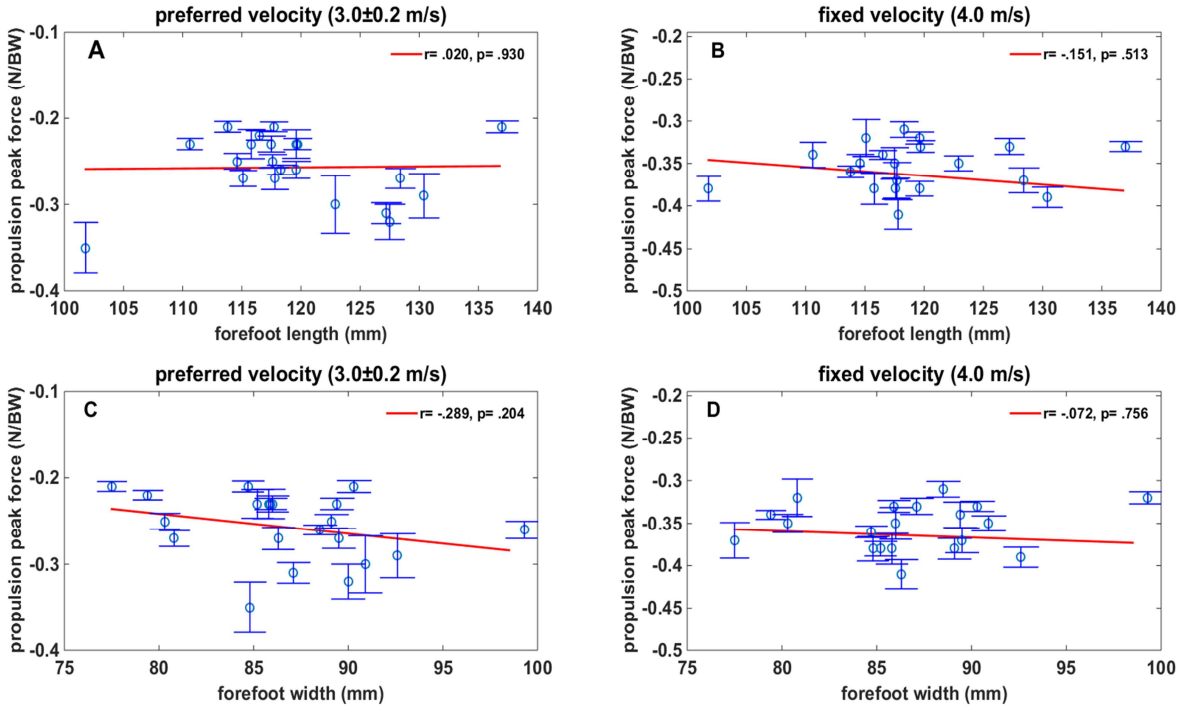

Figure 4. The correlation between propulsion peak force and forefoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and forefoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D).

전 착지 순간에서의 힘: 1.66±0.25 N/BW, 충격 부하율: 150.87±41.21 N/(BW*t)으로 나타났다(Table 3).

3. 인체측정학적 특성과 운동역학적 변인과의 상관관계

1) 전족(Forefoot)

달리기 속도에 따른 전족의 인체측정학적 특성(전족의 길이 및 너비)과 운동역학적 변인(최대 수직 능동력 및 최대 추진력)과의 상관관계를 관찰한 결과, 선호 속도와 고정 속도 달리기 시, 전족의 길이와 너비가 증가함에 따라 최대 수직 능동력(Figure 3)과 최대 추진력(Figure 4)은 감소하는 경향을 보였다. 이 중, 선호 속도 달리기에서 전족의 길이가 길어질수록 최대 수직 능동력은 통계적으로 유의한 낮은 부적 상관관계(r=- .447, p= .042)가 관찰되었다(p< .05).

2) 중족(Midfoot)

선행 속도와 고정 속도에 따른 중족의 인체측정학적 특성(중족의 길이 및 너비, 발배뼈의 높이)과 운동역학적 변인(완전 착지 순간에서의 힘)과의 상관관계를 관찰한 결과, 두 속도에서 중족의 길이와 너비가 증가할수록 완전 착지 순간에서의 힘은 감소하는 경향을 보였지만, 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다(Figure 5). 또한, 선호 속도 달리기 시, 발배뼈의 높이가 높아질수록 완전 착지 순간에서의 힘은 감소하는 경향만 보이는 반면, 고정 속도 달리기에서는 완전 착지 순간에서의

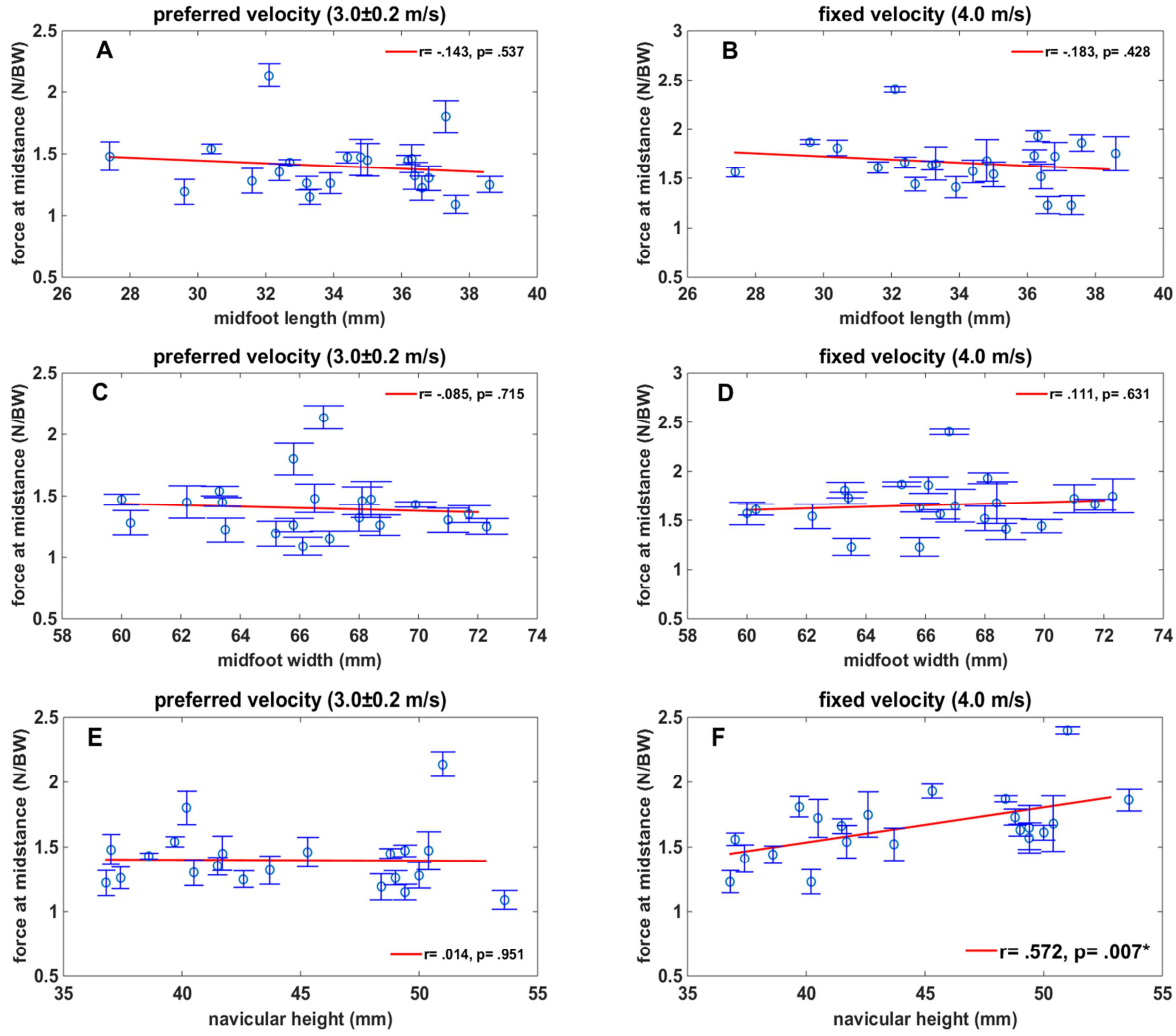

Figure 5. The correlation between vertical force at midstance and midfoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and midfoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D), and navicular height in preferred velocity (E) and in fixed velocity (F).

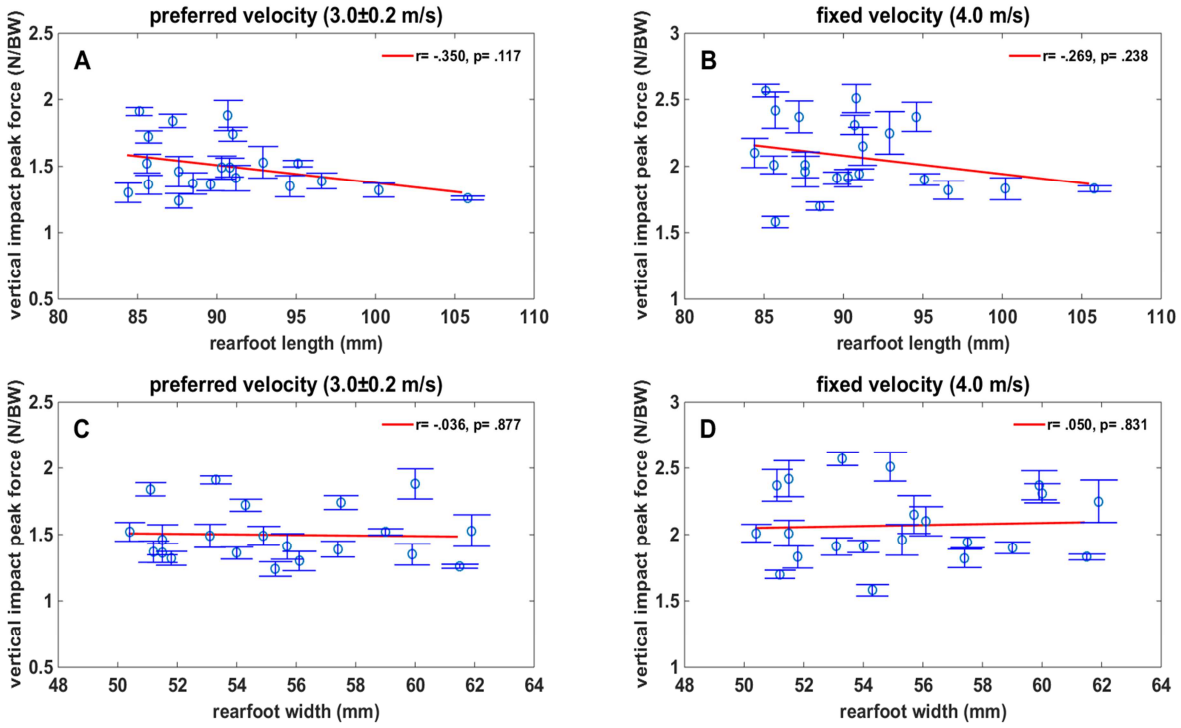

Figure 6. The correlation between vertical impact peak force and rearfoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and rearfoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D).

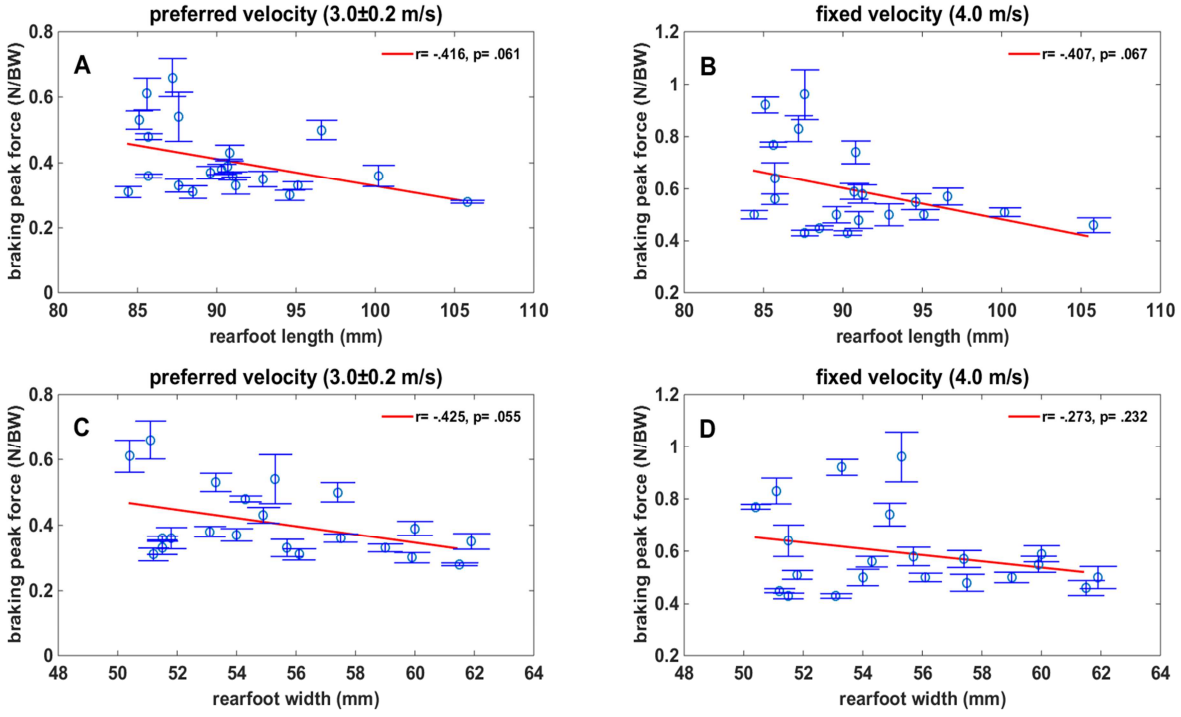

Figure 7. The correlation between braking peak force and rearfoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and rearfoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D).

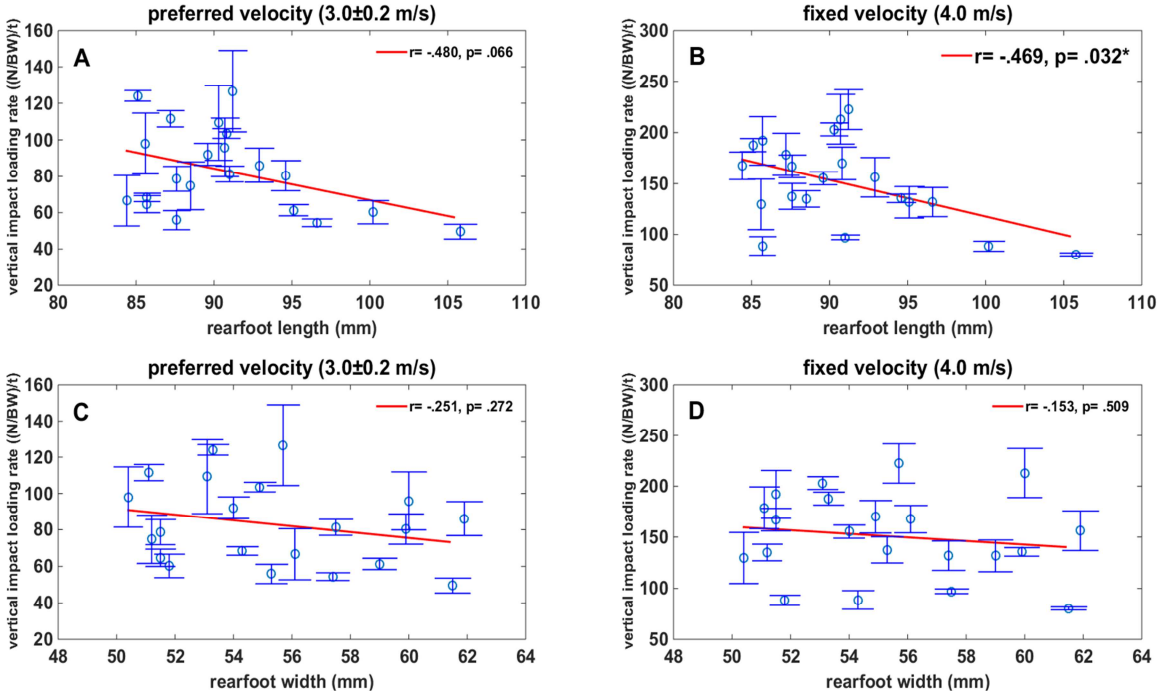

Figure 8. The correlation between vertical impact loading rate and rearfoot length in preferred velocity (A) and in fixed velocity (B), and rearfoot width in preferred velocity (C) and in fixed velocity (D).

힘이 증가하는 경향 및 통계적으로 유의한 보통의 정적 상관관계(r= .572, p= .007)가 관찰되었다(p< .05).

3) 후족(Rearfoot)

선호 속도 및 고정 속도에 따른 후족의 인체측정학적 특성(후족의 길이 및 너비)과 운동역학적 변인(최대 수직 충격력, 최대 제동력, 충격 부하율)과의 상관관계를 관찰한 결과, 두 속도에서 후족의 길이와 너비가 증가함에 따라 최대 수직 충격력(Figure 6), 최대 제동력(Figure 7), 충격 부하율(Figure 8)은 대체로 감소하는 경향을 보였지만, 통계적 유의한 차이는 없었다. 하지만, 고정 속도 달리기에서 후족의 길이가 길어질수록 충격 부하율은 통계적으로 유의한 보통의 부적상관관계(r=- .469, p= .032)가 관찰되었다(p< .05).

DISCUSSION

본 연구는 맨발 달리기 시 발의 인체측정학적 특성과 운동역학적 변인과의 상관관계를 규명하기 위해 수행되었다. 같은 조건에서 실험 대상자들의 달리기 특성을 살펴보기 위해 본 실험에서는 고정 속도(4.0 m/s)를 설정하였다. 또한 실험 대상자들의 자연스러운 달리기 특성을 유도하고, 고정 속도에 의해 발생할 수 있는 신체의 불편함을 줄이기 위해 선호 속도(3.0± 0.2 m/s)를 활용하였다(Ryu, 2007).

본 실험 결과에서 선호 속도 달리기 시 전족 길이가 길수록 최대 수직 능동력은 감소되는 부적 상관관계가 나타났다. Grimston, Nigg, Fisher & Ajemian (1994)는 피로골절을 경험한 여성 주자가 경험하지 않은 여성 주자에 비해 최대 수직 능동력이 훨씬 더 크다고 보고하였다. Ryu (2013)는 2시간 이상의 장시간 달리기 시 최대 수직 능동력은 감소하였으며, 감소한 최대 수직 능동력은 상해 유발에 영향을 미치지 않을 것이라 주장하였다. Messier, Davis, Curl, Lowery & Pack (1991)은 최대 수직 능동력은 상해를 경험한 주자와 그렇지 않은 주자 간 상해를 판별할 수 있는 중요한 인자라고 보고하였다. 이와 같은 선행 연구들은 최대 수직 능동력이 상해와 밀접한 관계를 지니고 있음을 시사한다. 따라서, 본 연구의 결과에서처럼 선호 속도 달리기 시, 전족이 길수록 최대 수직 능동력이 감소되는 것은 전족이 짧은 사람에 비해 잠재적 상해 발생 가능성이 낮다고 판단된다. 그러나 최대 수직 능동력의 감소는 달리기의 속도를 증가시키는데 더 많은 힘과 에너지를 소모시켜야 하기 때문에 운동수행능력에서는 우수하지 못할 것이라 판단된다. 즉, 빠른 달리기 속도가 필요한 단거리 육상 선수들에게는 전족이 짧을수록 유리할 것으로 판단된다. 반면, 본 연구의 결과와는 달리 Ueno et al. (2018)와 Tanaka et al. (2017), Baxter et

al. (2012)는 엘리트 주자가 일반인에 비해 전족의 길이가 길며, 선수들 간에도 경기기록이 더 좋은 선수가 좋지 않은 선수에 비해 전족의 길이가 더 길다고 보고하였다. 또한, Rolian et al. (2009)는 긴 전족은 발가락의 저측 굴곡 모멘트를 향상시키고 이를 통해 많은 탄성 에너지를 저장 및 방출시켜 발가락 굽힘 힘을 증가시키기 때문에 추진에 있어 긍정적인 영향을 끼친다고 하였다. 이와 같이 본 연구의 상반된 결과의 원인은 실험의 대표 대상자를 선행 연구와는 달리 일반 대상자만으로만 했기 때문이라 판단된다. Ueno et al. (2018)와 Tanaka et al. (2017), Baxter et al. (2012)는 육상 선수의 전족 길이가 일반인보다 길다라고 보고하였다. 이는 대부분의 육상 선수가 어렸을 때부터 많은 달리기를 수행하였고 이것이 전족의 길이 변화에 영향을 끼쳤을 것이라 판단된다. 때문에 선수를 대상으로 한 선행 연구와 일반인을 대상으로 한 본 연구는 대조적인 결과가 나왔다고 사료된다. 하지만, 일반인을 통한 본 연구 결과에서도 발의 인체측정학적 요인과 운동역학적 변인과의 상관관계가 나타났다는 점은 일반인에게도 인체측정학적 요인을 고려해야 한다는 필요성을 제시하고 있다고 사료된다.

두 번째로 고정 속도 달리기 시 발배뼈의 높이가 높아질수록 완전 착지 순간에서의 힘이 증가되는 정적 상관관계가 관찰되었다. 완전 착지 순간은 달리기의 중간 디딤기 시 발의 후족과 전족 모두 지면에 완전히 닿는 순간을 의미하며, 이 순간에서의 수직 지면반력은 중력 및 신체의 무게를 지탱하는 힘을 의미한다 할 수 있다. Šentija, Rakovac & Babić (2012)의 선행 연구에서 복사뼈의 높이는 속도 변화와 상관관계가 나타나지 않는다고 보고하였지만, 빠른 고정 속도 달리기에서만 복사뼈의 높이가 높아질수록 완전 착지 순간에서의 수직 지면반력과의 상관관계가 관찰되었기 때문에 완전 착지 순간에서의 수직 지면반력은 속도의 영향을 받을 것이라 사료된다. 또한, 고정 속도 달리기 시, 발배뼈의 높이가 높은 주자가 낮은 주자에 비해 신체 무게로부터 받는 충격력이 크며, 잠재적으로 높은 부상율을 지니게 된다고 판단된다. 보행 시, 지면으로부터의 수직 충격력은 중족 아치의 엎침 동작에 의해 흡수가 된다 (Neumann, 2002). 하지만 고정 속도 달리기 시, 발배뼈의 높이가 높은 주자는 상대적으로 높이가 낮은 주자에 비해 빠른 시간 안에 완벽한 엎침이 이뤄지지 않아 지면으로부터의 충격을 그대로 받기 때문에 완전 착지 순간에서의 힘이 증가되었을 것이라 판단된다.

세 번째로 고정 속도 달리기 시 후족의 길이와 충격 부하율의 상관관계 결과를 살펴보면, 후족의 길이가 길어질수록 충격 부하율은 감소되는 통계적으로 유의한 부적 상관관계가 관찰되었다. 본 연구 결과에서 충격 부하율에만 통계적 차이가 나고 최대 수직 충격력에 차이가 나타나지 않은 것은 후족이 지면에 접촉하는 순간부터 최대 수직 충격력이 발생되는 시점까지의 시간에만 영향을 받은 것으로 판단된다. 즉, 고정 속도 달리기에서 후족의 길이가 긴 주자는 짧은 주자에 비해 지면에 닿는 시간이 더 길기 때문에 충격 부하율이 감소된 것으로 판단된다. 이는 짧은 후족 길이의 주자는 긴 후족 길이의 주자에 보다 고정 속도 달리기를 수행할 때 더 많은 충격을 받을 수 있으며, 발에 잠재적인 상해율을 지닐 수 있다고 판단된다.

위 결과를 종합해 보면, 달리기의 속도에 따라 전족, 중족, 후족의 길이 차는 지면으로부터의 충격력에 영향을 받는다. 이는 곧 전족, 중족, 후족의 길이에 따라서 잠재적인 발 상해와 직접적으로 연관될 수 있다. 따라서 속도와 전족, 중족, 후족의 길이에 따라 받는 충격력을 감소시킬 수 있는 방안 또는 연구는 반드시 이루어져야 할 과제라 생각된다. 본 연구의 결과와 같이, 선호 및 고정 속도 달리기에 따라 발의 인체측정학적 특성과 운동역학적 변인과의 상관관계를 규명한 연구는 달리기 주자 간 발생할 수 있는 상해의 원인을 규명하고, 선수 및 일반인들에게 자신 발에 적합한 신발을 착용하여 상해를 예방하고 재활을 하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다. 이 뿐만 아니라, 신발 제작 시 발의 각 분절의 길이와 너비에 따라 쿠션 및 인솔의 기능과 형태를 고려하여 인체공학적 신발을 제작함으로써 선수 및 일반인에게 운동수행능력의 향상과 상해 예방 및 재활에 도움을 줄 수 있을 것으로 사료되며, 더 나아가 육상 선수 선발에 발의 인체학적 특성을 고려한 기준으로도 활용할 수 있을 것이라 판단된다.

CONCLUSION

본 연구는 달리기 시 발의 인체측정학적 요인과 운동역학적 변인 사이에 어떠한 상관관계가 있는지 규명하고자 연구를 수행하였다. 그 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

충격 부하율과 수직 능동력은 발을 통해 신체가 받는 충격으로써 상해와 밀접한 관계를 지니고 있다. 따라서 전족과 후족의 길이가 짧을수록 발에 충격을 더 많이 받을 수 있기 때문에 쿠션이 내재된 신발 또는 아웃솔(outsole)을 착용하는 것이 좋다고 판단된다. 반면, 속도를 내기 위해서는 추진력을 비롯하여 수직 능동력의 크기가 높아야 한다. 이에 전족이 짧은 사람일수록 전족이 긴 사람보다 달리기 속도를 내는데 더 유리할 것으로 판단된다.

하지만, 본 연구는 발의 인체측정학적 요인과 운동역학적 변인 사이 간 상관성만을 규명한 것이기 때문에 추후 연구에서는 상관관계를 가진 변인에 한하여 회귀 분석을 통한 인과관계를 밝힐 필요가 있다고 판단된다. 또한 본 연구 결과, 트레드밀에서 맨발 달리기를 통한 발의 인체측정학적 요인과 운동역학적 변인과의 상관관계가 드러남에 따라 실제 야외에서 신발을 신고 달리는 것을 분석하여 현장과 실생활에 직접적으로 도움이 되는 기준과 자료를 제시하는 것 또한 필요하다 판단된다. 향후 이와 유사한 연구에서는 발의 인체측정학적 특성과

운동학적 및 EMG를 활용한 운동역학적 변인과의 분석을 통하여 발 분절에 따른 움직임을 보다 효과적으로 검증하는 생체역학적 분석 연구가 이루어져야 하며 전족, 중족, 후족 길이에 따라 지면으로부터 받는 충격력을 감소시킬 수 있는 실 생활적 방안을 모색하기 위한 연구의 필요성을 제언한다.

ACKNOWLEDGEMENT

이 연구는 석사학위 논문을 발췌해 이루어 짐.

REFERENCES

Baxter, J. R., Novack, T. A., Van Werkhoven, H., Pennell, D. R. & Piazza, S. J. (2012). Ankle joint mechanics and foot proportions differ between human sprinters and non-sprinters. *Proceedings of the Royal Society B*, 279, 2018-2024.

Cavanagh, P. R. & Lafortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, *13*(5), 397-406.

Chan, C. W. & Rudins, A. (1994). Foot biomechanics during walking and running. *In Mayo Clinic Proceedings*, *69*(5), 448-461.

Ce4rt (2017). *https://ce4rt.com/.*

D'AoÛt, K., Pataky, T. C., De Clercq, D. & Aerts, P. (2009). The effects of habitual footwear use: foot shape and function in native barefoot walkers. *Footwear Science*, *1*(2), 81-94.

Daoud, A. I., Geissler, G. J., Wang, F., Saretsky, J., Daoud, Y. A. & Lieberman, D. E. (2012). Foot strike and injury rates in endurance runners: a retrospective study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *44*(7), 1325-1334.

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.

Grimston, S. K., Nigg, B. M., Fisher, V. & Ajemian, S. V. (1994). External loads throughout a 45 minute run in stress fracture and non-stress fracture runners. *Journal of Biomechanics*, *27*(6), 668.

Hasegawa, H., Yamauchi, T. & Kraemer, W. J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(3), 888.

Kang, S. J. (2006), Statistics of Physical Education, 21publishing, south korea.

Kim, D. H. (2000). Biomechanical Analysis of Running. *Research Bulletin of Research Institute for Physical Education & Sports Science Kangweon National University*, *18*, 257273.

Kim, R. B. (2006). The Evaluation of Custom Foot Orthotics for Injury Prevention of Joggers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *16*(1), 19-30.

McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Medoff, L., Vicenzino, B., Forsberg, K. & Hilz, D. (2008). Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *Journal of Foot and Ankle Research*, *1*(1), 3.

Messier, S. P., Davis, S. E., Curl, W. W., Lowery, R. B. & Pack, R. J. (1991). Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *23*(9), 1008-1015.

Neumann, D. A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation*. Orlando: Mosby.

Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C. & Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait & Posture*, *27*(1), 152-155.

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.

Nilsson, J. & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, *136*(2), 217-227.

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, *7*(1), 77-95.

Picciano, A. M., Rowlands, M. S. & Worrell, T. (1993). Reliability of open and closed kinetic chain subtalar joint neutral positions and navicular drop test. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *18*(4), 553-558.

Perry, J. & Burnfield, J. *Gait analysis: normal and pathological function*. 1992. Thorofare, NJ: Slack.

Razeghi, M. & Batt, M. E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, *15*(3), 282-291.

Rolian, C., Lieberman, D. E., Hamill, J., Scott, J. W. & Werbel, W. (2009). Walking, running and the evolution of short toes in humans. *Journal of Experimental Biology*, *212*(5), 713-721.

Ryu, J. S. (2005). Gender differences in the impact magnitude and its attenuation during running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *15*(1), 91-109.

Ryu, J. S. (2007). Analysis of Variability for the Components of VGRF Signal via Increasing the Number of Attempt durinf Running, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *17*(1), 129-134.

Ryu, J. S. (2012). Effects of Running Speed on the Foot Segments Motion at the Stance Phase. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *22*(1), 35-42.

Ryu, J. S. (2013). Effect of a Prolonged-run-induced Fatigue on the Ground Reaction Force Components, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *23*(3), 225-233.

Šentija, D., Rakovac, M. & Babić, V. (2012). Anthropometric characteristics and gait transition speed in human locomotion. *Human Movement Science*, *31*(3), 672-682.

Shin, Y. W. (2018.11.06). Learn running from experts, Korea Sports Promotion Foundation_Sports doong-ji reporter, available [on-line]: http:// www.sportnest.kr/3023.

Simonsen, M. B., Marc, B., de Zee, M. & Kersting, U. G. (2017). Does Metatarsal Length Affect Running Foot Strike Pattern?. *In XXVI Congress of the International Society of Biomechanics*.

Song, J. H., Lee, C. H. & Sung, B. J. (2008). A Comparative Analysis in Kinetics between Spring Shoes and Normal Shoes. *Korean Journal of Sport Science*, *19*(1), 1-8.

Tanaka, T., Suga, T., Otsuka, M., Misaki, J., Miyake, Y., Kudo, S. ... & Isaka, T. (2017). Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male sprinters. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *27*(12), 1673-1680.

Tsung, B. Y. S., Zhang, M., Fan, Y. B. & Boone, D. A. (2003). Quantitative comparison of plantar foot shapes under different weight-bearing conditions. *Journal of Rehabilitation Research and development*.

Ueno, H., Suga, T., Takao, K., Tanaka, T., Misaki, J., Miyake, Y. ... & Isaka, T. (2018). Association between Forefoot Bone Length and Performance in Male Endurance Runners. *International Journal of Sports Medicine*, *39*(04), 275-281.