달리기 시 중량에 따른 하지 강성과 운동학적 변인들 간 관계

Relationship between the leg stiffness and kinematic variables according to the loads during running

Running title: Leg stiffness by a load during running

Seung Hyun Hyun[1], Che Cheong Ryew[1]

[1] Department of Kinesiology, Jeju University, Jeju-Do, South Korea

Corresponding author

Che Cheong Ryew, Ph.D.

Associate Professor

Department of Kinesiology/ College of Natural Science/ Jeju National University/ 102 Jejudaehak-ro/ Jeju/ 63243/ South Korea

Phone: +82-64-754-3588, Fax: +82-64-757-1752, Email: ryew@jejunu.ac.kr

Acknowledgements

None

Abstract

Objective: The purpose of this study was to investigations the relationship between the leg stiffness and kinematic variables according to the loads during running.

Method: Participants selected as subject were consisted of 8 healthy men (mean age: 22.75±1.16 yrs, mean heights: 1.73±0.01 m, mean body weights: 71.37±5.50 kg) and ran with non-load, weight backpack loaded with 14.18% and 28.17% of body weight respectively. The variables analyzed were consisted of the leg stiffness, ground contact time, COG (center of gravity) displacement and velocity in Y-axis, lower extremity joint angle (hip, knee, ankle), PVF (peak vertical force), and change in stance phase leg length.

Results: Dimensionless leg stiffness increased according to loads during running significantly, which was resulted from an increase in the PVF and contact time due to decrease in leg lengths, COG displacement and velocity. As a result of correlation among leg stiffness variables, leg length and leg stiffness showed negative relation (r= -.902, R^2=0.814). Also COG velocity showed similar correlation with COG displacement (r=.408, R^2=.166), with contact time (r=-.455, R^2=.207).

Conclusion: The dimensionless leg stiffness increased when running with load. In this investigation, leg stiffness due to load increased was most closely related to the PVF, knee joint angle, and change in stance phase leg length. However, increase of leg stiffness was not affected by the change in contact time, COG velocity, and COG displacement.

Keywords: Leg stiffness, Load, Running, Relationship, Kinematic variables

Introduction

인간은 이동운동 시 에너지를 절약하면서 운동 속도를 높이기 위해 걸음걸이를 변경한다 (Cappellini, Ivanenko, Poppele, & Lacquaniti, 2006). 이중 달리기는 전 세계적으로 인기 있는 스포츠로써, 다양한 운동 종목에서 필요한 주요 구성 요소이며 (Cheung & Rainbow, 2014) 심혈관 계통과 정신건강에 긍정적인 효과가 있는 것으로 알려져 왔다 (Williams, 2009a, 2009b).

하지만 많은 사람들이 달리기에 참여하는 만큼, 몇 가지 문제점들이 보고되고 있는데, 러너들은 1 년 사이에 39-85%가 부상을 경험한다고 제시하였다 (Bovens et al., 1989; van Gent et al., 2007; Watson, 1987). 또, Taunton et al. (2002)은 성별과 관련 없이 달리기로 인한 부상자들은 경골스트레스 증후군이 부상의 발생과 높은 정적 상관관계를 보이며, 슬개대퇴 통증 (patellofemoral pain), 장경골인대 마찰증후군(iliotibial band friction syndrome), 족저근막염 (plantar fasciitis) 등의 발병위험과도 관련이 있고, BMI 가 21 kg/m^2 미만인 여성들은 척추의 손상위험이 매우 높은 것으로 알려져 있다.

달리기의 효율성과 부상예방을 위해 하지의 복잡성을 이해하기 위한 연구들이 수행되었는데, 일반적으로 달리기 동안 근육에 의해 소비되는 에너지의 대부분은 화학적 에너지가 역학적 에너지의 변환에 사용된다고 가정한다 (Alexander, 1980). 특히, Taylor, Heglund, & Maloiy (1982)의 연구에서 캥거루의 hopping 속도가 증가될수록 더 경제적이라고 설명하였는데, 주입된 역학적 에너지가 후속 근육작용에 이용되기 위해 활성근육의 탄성성분을 일시적으로 저장한다고 보고하고 있다 (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974).

이 관점에서, 인간의 달리기 동작도 신체의 근육, 힘줄, 인대 등의 복잡한 근골격계 시스템에 의해 수행되지만, 단일 선형 스프링과 매우 유사하게 작동된다 (Farley & Gonzalez, 1996). 따라서 인간의 달리기 역학은 spring-mass model 을 이용해 복잡한 하지 움직임의 메커니즘을 매우 잘 설명할 수 있는데 (Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999; Blum, Lipfert, & Seyfarth, 2009; Donelan & Kram, 2000; Farley & Gonzalez, 1996; Lipfert, Günther, Renjewski, Grimmer, & Seyfarth, 2012; McMahon & Cheng, 1990), Spring-mass model 에서 신체의 하지는 질량이 없는 선형 스프링이며, 하지의 스프링 강성은 최대수직지면반력 (PVF[peak vertical force])과 지지기 동안 다리길이 변화와 밀접한 관련이 있다 (Farley, Glasheen, & McMahon, 1993). 또, 하지의 강성은 발이 접촉되는 지형에 따라 차이가 있으며, 이동운동이 적용되는 표면의 강성과 반비례적인 관계이다 (Alexander, 1989, 1992; Feehery, 1986). 이는 Ferris, Louie, & Farley (1998)가 실험적 증거로 동물의 다리강성은 속도와 중력 수준과는

무관하며 근골격 특성에 의해 결정된다고 하였지만, 서로 다른 표면에서 강성이 불변하다면 달리기 특징 (PVF, contact time)을 변경시켜 유사한 달리기 동작을 유지시킬 수 있다고 보고하였다.

이에 인간도 달리기 동안 하지의 강성을 조절할 수 있다고 보고하고 있는데 (Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; Farley & Gonzalez, 1996), 최적의 운동수행을 위해서는 일정 수준의 강성을 유지시킬 수 있어야 한다 (Arampatzis et al., 1999; Dutto & Smith, 2002; Kerdock, Biewener, McMahon, Weyand, & Herr, 2002; Kuitunen, Komi, & Kyröläinen, 2002; McMahon & Cheng, 1990; Seyfarth, Geyer, Günther & Blickhan, 2002; Stefanyshyn & Nigg, 1998), 하지만, 달리기 동작은 초기 지지기 동안 신체중심위치 (COG[center of gravity])와 발 분절 간 거리는 엉덩, 무릎, 발목 관절각도의 굴곡을 시작으로 중간 입각기 단계에서는 최소에 도달하며 (McMahon & Cheng, 1990), 발이 지면에 닿는 매 순간 마다 좌우, 전후, 수직 방향 별로 반복적인 충격을 받는다 (Ryu, 2013, 2014, 2015). 또 지지기 시간은 평균 0.24 sec, 다리길이 변화율은 7.3%이며, PVF 는 체중의 2.3 배가 발생된다 (Silder, Besier, & Delp, 2015).

그러나, 이러한 정보들이 제공되고 있음에도 불구하고, 많은 사람들은 일상생활에서 불가피하게 물건을 운반해야 하는 상황이 빈번하게 발생한다. 또 신체에 조끼, 납, 모래주머니 등의 중량을 추가시켜 달리는 동작은 경기력 향상을 목표로 하는 엘리트 선수들과 보다 빠른 운동의 효과를 얻고자 하는 일반인들에게서도 쉽게 관찰할 수 있다. 이처럼, 달리기 동작이 수행되는 딱딱한 지면에서 중량의 영향을 받는 신체의 하지 강성은 적절하게 조절되어야 하지만, 중량변화에 따른 하지 강성의 조절 메커니즘 정보는 매우 부족하며, spring-mass 모델을 이용한 하지 강성은 다양한 동물들 사이에서 체중에 비례적으로 증가되는 관계로만 설명되고 있다 (Farley et al., 1993).

종합해볼 때, 달리기 시 하지의 움직임 특징을 규명하기 위한 여러 연구들은 하지 강성 및 관련 변인들 간의 변화를 분석 및 해석하고 있으나, 단순히 특정 변인의 증가 또는 감소 차이로만 설명되었다. 즉, PVF 외에도 하지관절각도 (hip, knee, ankle), 다리길이 변화율, 지지기 시간, 그리고 이동속도가 하지강성의 분석에 필요한 주요 구성요소인 만큼, 이들 관계를 보다 명확하게 파악할 필요성이 있다. 또, PVF 가 강성수치에 중요한 요소로 작용되며, 일상생활에서 개인의 목적에 따라 중량의 변화가 다양한 만큼, 중량의 변화를 보다 다양하게 적용해 이동운동에 대한 효율과 능률 향상을 제공하기 위한 새로운 연구가 필요하다.

따라서 본 연구의 목적은 달리기 시 중량에 따른 하지 강성과 운동학적 변인들 간의 관계를 정량적으로 분석하는 것이다. 특히, 달리기 동안 중량의 변화로 인해 재차 발생될 수 있는 부상의 위험 감소 또는 효율성을 위한 유용한 정보를 제공하고, 다양한 중량변화에 초점을 두어 하지 강성 관련 기초자료로 축적하고자 하였다.

Method

1. Subject

본 연구의 목적을 달성하기 위해 정상적인 달리기 수행이 가능한 성인남성 8 명 (평균나이: 22.75±1.16 yrs, 평균신장: 1.73±0.01 m, 평균몸무게: 71.37±5.50 kg)을 대상자로 선정하였다. 실험을 실시하기 전, 모든 피험자들에게 본 연구의 목적과 내용을 충분히 설명하였으며, 이후 자발적으로 참여의사를 밝힌 대상자에 한하여 동의서를 받았다.

2. Experimental procedure

모든 대상자들은 개인별 trial 시간을 확인하였으며, 근골격계에 무리가 가지 않도록 개인이 선호하는 웜업을 충분히 실시하였다. 달리기 주로는 총 15 m 이며 8 m 지점에 지면반력기 (AMTI-OR-7, USA) 를 설치하였다. 영상분석은 Kwon3D XP(2007) 프로그램을 사용하였으며, PC 와 카메라 4 대 (HDR-HC7/HDV 1080i, SONY), 그리고 조명등을 설치하였다. 카메라의 속도는 60 frames/sec, 노출시간 1/500 sec, 지면반력 샘플링 율은 600 Hz 로 설정한 후 3 차원 공간좌표 설정을 위해 통제점틀 (2 m×2 m×1 m)을 촬영하였다. 이때, 3 차원

공간좌표에 대한 오차는 4.16 mm 였다. 이처럼, 공간좌표 설정을 마친 후 대상자들이 수행하는 동작에 대한 영상자료의 수치화를 위해 <Figure 1>과 같이, 총 19 개의 반사마커를 부착시켰다 (right·left toe, right·left heel, right·left lateral·medial malleolus, right·left shank, right·left lateral·medial epicondyle, right·left thigh, right·left anterior superior iliac spine, sacrum).

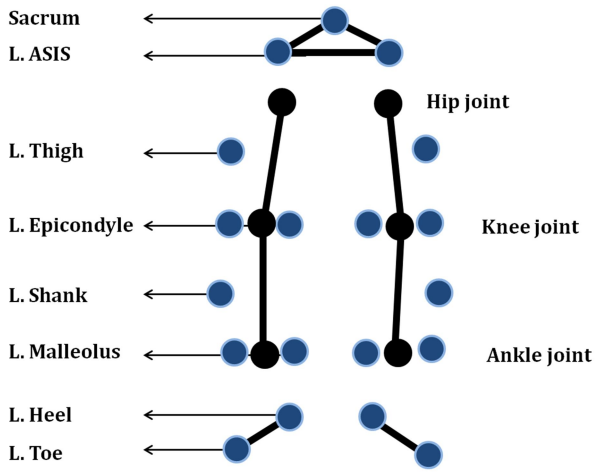

Figure 1. Marker attachment point

달리기는 처음 중량이 없는 상태(0 kg)에서 수행하였으며, 이후 10 kg(체중의 14.08±1.10%), 그리고 20 kg(체중의 28.17±2.20%)은 backpack 으로 착용시킨 후 무작위 순서로 실시하였다. <Figure 2>와 같이 backpack 은 검정색상이며, 달리기 시 불편함을 최소화하고 반동으로 인한 동작변화 등을 고려해 어깨, 허리 끈을 조절해 체간과 타이트하게 고착시켰다. 특히, 본 연구에서 다리길이 변화율이 매우 중요한 변인이므로 신발 쿠셔닝으로 인한 오차와 인위적인 달리기 속도 조절로 인한 데이터의 오류를 고려해 맨발 및 개인별 선호하는 속도로 달리기를 유도하였다.

이와 같이, 개인별 중량에 따라 3 trials (3×3) 실시하였다. 이때, 대상자가 선호하는 달리기 속도와 동작을 수행하였는지의 여부는 진술에 의존하였고, 연구자는 대상자의 발 전족이 지면반력기 위에 위치하는지를 관찰하여 성공한 1 trial 을 분석에 활용하였다. 공간좌표는 달리기 방향을 Y 축, 진행에 대한 좌우를 X 축, Y 와 X 축에 대한 수직을 Z 축으로 설정하였다.

Figure 2. Run and backpack type

3. Angle of lower limbs

달리기 동안 중량변화에 따른 하지관절 각도는 3 개의 상대각으로 설정하였다(Figure 3).
- 엉덩관절 각도: 체간과 대퇴가 이루는 상대각도
-무릎관절 각도: 대퇴와 하퇴가 이루는 상대각도
-발목관절 각도: 하퇴와 발이 이루는 상대각도

4. Analysis & process of data

중량 변화에 따른 달리기 동작은 (주)비솔 (Visol., Korea)의 Kwon 3D XP ver.4.0 (2007)프로그램을 이용하여 운동학적 변인들을 산출하였고, 통제점 좌표화, 인체관절점의 좌표화 및 3 차원 좌표는 Abdel-Aziz & Krara (1971)의 직접선형변환방법 (Direct Linear Transformation)을 통해 산출하였다. 이후 Butterworth 의 저역통과필터 (low-pass filter) 법을 이용한 차단주파수는 6 Hz 로 스무딩하여 노이즈를 제거한 후 연구변인을 분석하였다.
분석 변인은 오른발 지지기 동안 dimensionless leg stiffness, PVF (Peak vertical force), leg lengths (%), ground contact time, COG displacement and velocity in Y-axis, and lower extremity joint angle (hip, knee, ankle) 등을 분석하였다.

Dimensionless leg stiffness (K_{leg})는 Silder et al. (2015)가 제안한 방법으로 계산하였으며, 오른쪽 발이 초기접지 되는 시점부터 지지기 후 발가락 떼기가 이루어지는 구간을 분석하였다 (Formula 1).

$$K_{leg} = \frac{PVF}{(l_o - l_{min})/l_o},$$

Formula 1. Dimensionless leg stiffness

PVF 는 지지기 동안 생성된 peak vertical force 이며 각 대상자의 체중(body weight)으로 나누어 표준화한 값이다. l_o는 입각기 동안 다리길이의 변화율을 표준화 한 값이며, l_{min}은 최소 다리길이이다. 이때, 다리길이는 (Figure 3)과 같이, 압력의 중심(center of pressure)에서 (Bullimore & Burn, 2006) 골반의 중심 (center of pelvis)점 (Plagenhoef, Evans, & Abdelnour, 1983)까지 계산하여 추정하였다.

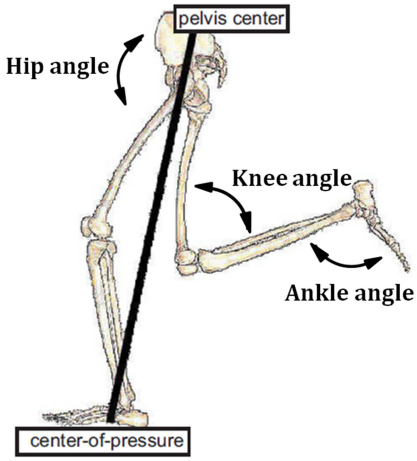

Figure 3. Leg length was estimated by calculating the distance from the center-of-pressure to the center of the pelvis (Delp et al., 1990; Hyun & Ryew, 2016; Silder et al., 2015)

이와 같이 산출된 운동학적·운동역학적 변인들은 PASW 18.0 통계프로그램을 이용하여 평균 및 표준편차를 산출한 후, 중량(×3)에 따라 반복측정분산분석을 실시하였다. 각 변인들 간의 관계는 상관관계로 파악하였으며, 달리기 동안 중량에 따른 각 변인 별 변화량(Δ%)은 피어슨의 적률상관계수 (Pearson correlation coefficients)를 이용해 분석하였다. 이때, 모든 통계적 유의수준은 α=.05 로 설정하였다.

Results

1. Result of kinematic variables

달리기 동안 중량에 따른 운동학적 변인들의 결과는 <Table 1>과 같다. 오른쪽 발의 contact time은 중량증가에 따라 더 지연되었으며, 통계적으로 유의하였다 (p<.001). COG의 displacement and velocity in Y-axis의 변화는 중량증가에 따라 더 감소되었으며, 통계적으로 유의하였다 (p<.05).

Table 1. Result of kinematic variables according to the loads

Section	Back loads			*F*	*p-Value*
	No load	10 kg	20 kg		
Ground contact time (sec)	0.33±0.02	0.36±0.03	0.39±0.02	18.001	.001***
COG displacement in Y-axis (m)	1.05±0.06	1.05±0.07	0.99±0.06	4.476	.031*
COG average velocity in Y-axis (m/sec)	3.07±0.16	2.94±0.32	2.65±0.17	8.301	.004**

*Note: *p<.05, **p<.01, ***p<.001: 10 kg(14.08% of body weights), 20 kg(28.17% of body weights)*

2. Result of lower extremity joint angle

달리기 시 중량에 따른 하지 관절 각도는 양측의 변화를 분석하였지만, 오른쪽 하지의 지지기를 기준으로 분석하였으며, <Table 2>와 같다. 엉덩관절과 발목관절 각도는 중량에 따라 큰 차이는 없었으며 통계적으로 유의하지 않았다 (p>.05). 무릎관절 각도는 중량증가에 따라 더 신전되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다 (p<.05).

Table 2. Result of lower extremity angle according to the loads (unit: deg.)

Section	Back loads			*F*	*p-Value*
	No load	10 kg	20 kg		
Right hip angle	142.25±4.09	141.99±7.84	141.81±7.53	0.012	.988
Right knee angle	142.44±6.96	145.12±5.19	149.76±4.47	6.513	.038*
Right ankle angle	84.76±5.01	83.04±3.18	81.12±5.04	2.965	.084

*Note: *p<.05, **p<.01, ***p<.001: 10 kg(14.08% of body weights), 20 kg(28.17% of body weights)*

3. Result of dimensionless leg stiffness variables

달리기 시 중량에 따른 하지 강성 및 관련 변인들의 변화는 <Table 3>과 같다. 중량증가에 따라 leg stiffness and PVF는 더 증가되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다 (*p*<.001). 반면, leg length (%)는 중량증가에 따라 더 감소되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다 (*p*<.01).

Table 3. Result of dimensionless leg stiffness variables according to the loads

Section	Back loads			*F*	*p-Value*
	No load	10 kg	20 kg		
Dimensionless leg stiffness	30.25±4.94	37.30±4.47	43.07±5.54	21.661	.001***
Peak vertical force (N/BW)	2.36±0.15	2.56±0.16	2.60±0.15	19.663	.001***
Change in stance phase leg length (%)	7.93±0.99	6.91±0.63	6.11±0.63	10.338	.002**

*Note: *p<.05, **p<.01, ***p<.001: 10 kg(14.08% of body weights), 20 kg(28.17% of body weights)*

4. Result of correlationship

달리기 시 중량에 따른 각 변인들 간의 상관분석 결과는 <Table 4>와 같다. 중량변화에 따른 각 변인들의 특징을 규명하기 위해 0 kg과 20 kg 간 변화량 (Δ%)을 이용해 분석한 결과, leg length and leg stiffness 간 *r*=-.902로 매우 높은 부적상관관계를 보였다. 또한, COG velocity and COG displacement in Y axis 간 *r* = .408, contact time 간 *r* =-.455로 서로 상관성 있는 것으로 나타났다.

Table 4. Result of correlationship (unit: *r*)

Section	PVF	Leg length	Leg stiffness	COG Y-axis	Contact time	COG velocity
PVF	1	.274	.114	.248	-.281	-.390
Leg length		1	**-.902***	-.148	-.330	-.187
Leg stiffness			1	.219	.251	.331
COG Y-axis				1	.289	**.408**

Contact time	1	**-.455**
COG velocity		1

*Note: *p<.05*

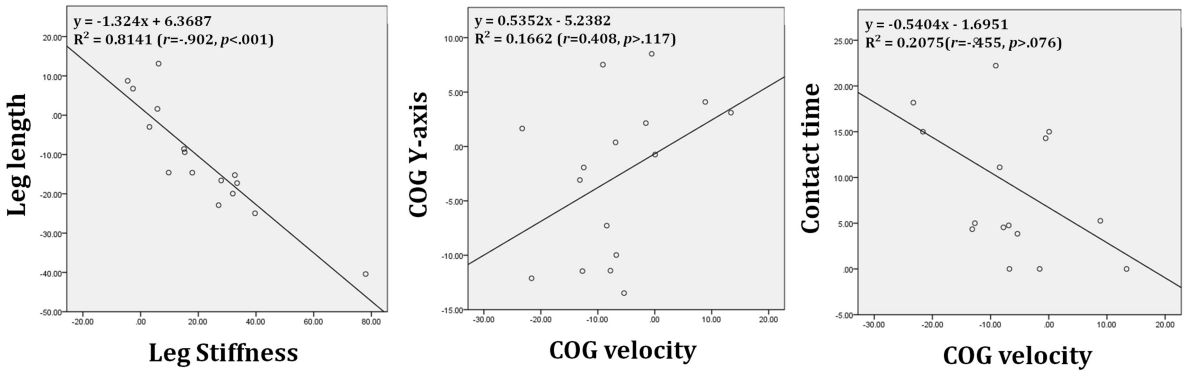

Figure 4. Scatter plot and regression equation

Discussion

달리기 동안 복잡한 하지 움직임의 메커니즘은 Spring-mass model 을 이용해 규명해 왔으나 (Arampatzis et al., 1999; Blum et al., 2009; Donelan & Kram, 2000; Farley & Gonzalez, 1996; Lipfert et al., 2012; McMahon & Cheng, 1990), 달리기와 함께 사용되는 중량은 개인의 목적에 따라 매우 다양하며 하지 움직임에 대한 운동역학적 정보들도 부족하다. 달리기 동안 적정 수준의 다리강성을 유지할 수 있는 능력이 부상예방에 효과적임을 시사하고 있지만 (Butler et al., 2003) 이 수준을 유지하기 위한 방법 및 자료들은 부족하며, 중량변화에 대한 다리 강성 및 관련 변인들은 단순히 증가·감소의 차이로만 설명되어 왔다 (Silder et al., 2015). 이에 본 연구는 다리강성과 관련 변인들 간의 상관관계 분석을 실시하였으며, 이동운동의 효율성과 부상예방에 필요한 정량적 자료를 제시하기 위해 실시하였다.

본 연구에서 무차원으로 분석된 다리강성과 체중으로 표준화된 PVF 는 중량증가에 따라 비례적으로 증가되었으며, 통계적으로 유의하였다. 이는 유사한 속도로 달리는 많은 동물들에 대한 하지 강성의 수치는 체중과 비례적인 관계라는 보고 (Farley et al., 1993)와 유사한 결과를 보였다. 하지만, 주목할 변인은 leg length (%)로써, 다리강성의 증가경향과는 달리 더 감소되는 변화율을 보였으며, leg stiffness and leg length 간 r= -.902 (R^2=0.814)로 매우 높은 반비례 관계를 나타냈다.

달리기 중 이동속도를 증가시켜야 하는 조건에서는 추진력을 유지하기 위해 무릎과 발목관절의 운동범위도 증가된다 (Bishop, Fiolkowski, Conrad, Brunt, & Horodyski, 2006; Schache et al., 2011). 하지만, 본 연구에서는 달리기 시 중량증가에 따른 자연스러운 하지의 움직임을 파악하기 위해 선호속도로 실시한 결과, 무릎관절 각도는 덜 굴곡되는 형태를 보였으며, 통계적으로 유의하였다. 즉, 달리기 동안 무릎을 굴곡시키는 형태가 수직강성 및 발에서 두개골 까지 전달되는 충격력을 감소시킬 수 있으나 (Hewett et al., 1996; McMahon, Valiant, & Frederick, 1987), 본 연구에서 적용된 체중의 14.18% and 28.17% 중량은 달리기 동안 하지의 굴곡/신전 운동을 제한시키고 하지의 경직성을 더 증가시키는 중요한 요소인 것으로 사료된다. 또, leg length 의 변화율 감소는 본 연구에서 확인할 수 있듯이, 무릎관절 각도가 반대로 신전된 결과이며, Silder et al. (2015)가 중량을 체중의 10%, 20%, 30%로 적용해 달리기를 실행했을 때, leg length 는 점차 감소되고, leg stiffness 는 증가된다는 결과와 매우 유사하게 나타났다.

한편, 이동운동 시 하지 관절의 운동 범위 감소와 PVF 의 증가가 다리강성 수치를 더 증가시키며(Butler et al., 2003; Grimston, Engsberg, Kloiber, & Hanley, 1991), 두 요소는 복합적으로 스트레스 골절 (Grimston et al., 1991) 및 하지에 대한 충격 증가와 관련된 부하율도 증가시키는 것으로 보고하고 있다 (Hennig & Lafortune, 1991). 특히, 부하율은 조직에 대한 응력적용 비율의 척도이며 (Cook, Farrell, Carey, Gibbs, & Wiger, 1997; Wit, Clercq, & Lenoir, 1995), 단위시간 동안 하지에 대한 스트레스 정도를 정량적으로 해석할 수 있는데 (Hargrave, Carcia, Gansneder, & Shultz, 2003), 추후 연구에서는 주자 (runner)들의 중량변화에 따른 부상요인을 파악하기 위해 하지 강성 및 부하율 간의 관계도 동시 분석할 필요가 있음을 시사한다.

본 연구에서 달리기 동안 중량의 증가는 leg stiffness, PVF, 그리고 leg length 외에도 한발 지지기 동안 COG velocity and COG displacement 를 감소시키는 반면, contact time 은 지연시켰다. 특히, COG velocity 및 COG displacement 가 서로 감소되어 (r=.408, R^2=0.1662) 달리기의 추진력이 저하되는 상태에서도 leg stiffness 는 더 증가되는 특징을 보였다. He, Kram, & McMahon (1991), 그리고 Farley et al. (1993)은 달리기 속도가 다리 강성의 크기에 아무런 영향을 주지 않는다고 보고하고 있는데, 이는 신체의 수직운동과 접촉시간은 하지 스프링강성과 스프링 강성 모델의 완만한 곡선 각도의 조합에 의해 결정된다고 하였다. 즉, 빠른 이동속도에서 지면접촉 시간이 짧아지면 지지기 동안 하지 스프링은 더 큰 각도로 완만한 곡선형태를 이룰 수 있는 이유이다. 반면, Luhtanen & Komi (1980), Mero & Komi (1986)는 속도증가에 따라 스프링 상수가 증가되는 정적 관계로만 설명하고 있다. 위 선행연구들의 결과와 비교해 볼 때, 본 연구에서는 이동속도 및 전방 이동변위의 감소가 하지 강성의 크기에 큰 영향을 주지 않는 것으로 판단되며, 오히려 이러한 특징이 하지 스프링의 스윙곡선 범위를 더 감소시켜 강성의 크기를 증가시키는 중요한 요인이라 생각된다. 이렇듯, 달리기 동안 역학적 에너지를 효율적으로 사용하기 위해서는 주입된 역학적 에너지가 후속 근육작용에 이용되기 위해 활성근육의 탄성성분을 일시적으로 저장 (Asmussen & Bonde-Petersen, 1974)할 수 있어야 하지만, 신체의 체중 외에 추가된 중량은 하지 강성의 크기를 증가시키고 탄성 성분을 더 감소시킬 수 있는 요인임을 시사한다.

한발 지지기 구간에서 GRF 의 시간적분은 추가중량을 포함해 접촉시간과 총 중량에 대한 곱의 함수로써, 접촉 시간이 증가되면 PVF 는 추가하중보다 더 적게 생성될 수 있다고 보고하였다 (Silder et al., 2015). 하지만, 본 연구의 상관관계 분석결과, COG velocity and contact time 간 반비례적인 관계 (r=-.455, R^2=0.207)를 나타냈는데, 달리기 동안 중량의 증가로 인해 COG velocity 의 감소가 contact time 을 지연시키는 것으로 판단된다.

이와 같이, 하지 강성 관련 연구들의 결과들을 종합해 보면, 달리기 동안 하지 관절 각도의 굴곡/신전 운동범위를 증가시키거나 (Butler et al., 2003), 지면접촉 시간을 짧게 유지시킬 수 있다면 근골격계에 충격흡수 및 하지 강성의 크기를 감소 또는 유지시킬 수 있다 (Farley et al., 1993; He et al., 1991; McMahon & Cheng, 1990). 반면, 하지 관절의 운동범위를 증가시키는 형태가 충격흡수와 부상의 예방에 효과적일 수 있으나, 이는 하지 근육의 활동을 더 증가시켜, 결과적으로 에너지비용을 증가시킨다 (Steele, Seth, Hicks, Schwartz, & Delp, 2010; Hortobágyi, Finch, Solnik, Rider, & Devita, 2011; Silder et al., 2015; Teunissen, Grabowski, & Kram, 2007). 이러한 특징들이 장시간 달리기 동안 신체 에너지 대사의 효율성을 우선적으로 고려하여 하지 움직임의 변화를 가져오는지, 또는 순수한 중량변화에 대한 불가피한 변화인지를 추후 연구를 통해 파악할 필요가 있다고 사료된다.

따라서, 인간은 달리기 동안 신체 외에 중량이 추가되면, 더 큰 다리강성을 유지시켜 더 많은 중량을 수용 하지만, 탄성성분은 감소되는 관계로 생각된다. 이에 부상 발생률 및 하지 강성을 감소시키기 위해서는 다리길이 변화율을 조절할 수 있는 다양한 방법들이 고려되어야 하겠다.

Conclusion

본 연구의 목적은 달리기 시 중량에 따른 하지 강성과 운동학적 변인들 간의 관계를 분석하기 위해 실시하였다. 성인 남성 8 명을 대상으로 선호속도 달리기 및 중량은 no load, 10 kg(14.18%)과 20 kg(28.17%)로 실시하였다. Leg stiffness, ground contact time, COG displacement and position in Y-axis, COG average velocity, lower extremity

joint angle (hip, knee, ankle), PVF, 그리고 Change in stance phase leg length 를 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

달리기 동안 중량의 증가는 다리강성을 증가시키는 것으로 나타났다. 이는 PVF, contact time 의 증가 및 다리길이 변화율, COG displacement and velocity for Y axis 의 감소, 그리고 덜 굴곡된 무릎관절 각도에 의해 기인되었다. 상관관계 분석결과, leg length and leg stiffness 간 r=-.902 로 매우 높은 부적상관관계를 보였다. 또한, COG velocity and COG displacement in Y axis 간 r =.408, contact time 간 r =-.455 로 서로 상관성 있는 것으로 나타났다.

달리기 동안 중량이 추가되는 상황에서 다리길이 변화율을 변경시키기 위해 우선적으로, 신발 쿠셔닝 또는 다양한 지면의 조건들 (아스팔트, 잔디, 흙, 우레탄)을 토대로 하지강성 변화에 대한 후속연구가 이루어지길 제언한다

Reference

Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M. (1971). *Direct liner transformation from comparator into object space coordinates inclose-range photogrammetry.* Proceeding of the Symposium on close-range Photogrammetry(1-18). Falls church, VA: American society of photogrammetry.

Alexander, R. (1980). Optimum walking techniques for quadrupeds and bipeds. *Journal of Zoology, 192*(1), 97-117.

Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews, 69*(4), 1199-1227.

Alexander, R. M. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences, 338*(1284), 189-198.

Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics, 32*(12), 1349-1353.

Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiologica Scandinavica, 92*(4), 537-545.

Bishop, M., Fiolkowski, P., Conrad, B., Brunt, D., & Horodyski, M. (2006). Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of Athletic Training, 41*(4), 387.

Blum, Y., Lipfert, S. W., & Seyfarth, A. (2009). Effective leg stiffness in running. *Journal of Biomechanics, 42*(14), 2400-2405.

Bovens, A. M. P., Janssen, G. M. E., Vermeer, H. G. W., Hoeberigs, J. H., Janssen, M. P. E., & Verstappen, F. T. J. (1989). Occurrence of running injuries in adults following a supervised training program. *International Journal of Sports Medicine, 10*(3), 186-190.

Bullimore, S. R., & Burn, J. F. (2006). Consequences of forward translation of the point of force application for the mechanics of running. *Journal of Theoretical Biology, 238*(1), 211-219.

Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics, 18*, 511-517.

Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of Neurophysiology, 95*(6), 3426-3437.

Cheung, R. T., & Rainbow, M. J. (2014). Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Human Movement Science, 34*, 120-127.

Cook, T. M., Farrell, K. P., Carey, I. A., Gibbs, J. M., & Wiger, G. E. (1997). Effects of restricted knee flexion and walking speed on the vertical ground reaction force during gait. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 25*(4), 236-244.

Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., & Rosen, J. M. (1990). An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *I EEE Transactions on Biomedical Engineering, 37*(8), 757-767.

Donelan, J. M., & Kram, R. (2000). Exploring dynamic similarity in human running using simulated reduced gravity. *Journal of Experimental Biology, 203*(16), 2405-2415.

Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 34(8), 1324-1331.

Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics, 29*(2), 181-186.

Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology, 71*(6), 2127-2132.

Farley, C. T., Glasheen, J., & McMahon, T. A. (1993). Running springs: speed and animal size. *Journal of Experimental Biology, 185*(1), 71-86.

Feehery Jr, R. V. (1986). The biomechanics of running on different surfaces. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, 3*(4), 649-659.

Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences, 265*(1400), 989-994.

Grimston, S. K., Engsberg, J. R., Kloiber, R., & Hanley, D. A. (1991). Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. *International Journal of Sport Biomechanics, 7*(3), 293-302.

Hargrave, M. D., Carcia, C. R., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2003). Subtalar pronation does not influence impact forces or rate of loading during a single-leg landing. *Journal of Athletic Training, 38*(1), 18.

He, J. P., Kram, R., & McMahon, T. A. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology, 71*(3), 863-870.

Hennig, E. M., & Lafortune, M. A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics, 7*(3), 303-309.

Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine, 27*(6), 699-706.

Hortobágyi, T., Finch, A., Solnik, S., Rider, P., & DeVita, P. (2011). Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences, 66*(5), 541-547.

Hyun, S. H., & Ryew, C. C. (2016). Relationship between dimensionless leg stiffness and kinetic variables during gait performance, and its modulation with body weight. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 26*(3), 249-255.

Kerdok, A. E., Biewener, A. A., McMahon, T. A., Weyand, P. G., & Herr, H. M. (2002). Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *Journal of Applied Physiology, 92*(2), 469-478.

Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 34*(1), 166-173.

Lipfert, S. W., Günther, M., Renjewski, D., Grimmer, S., & Seyfarth, A. (2012). A model-experiment comparison of system dynamics for human walking and running. *Journal of Theoretical Biology, 292*, 11-17.

Luhtanen, P., & Komi, P. V. (1980). Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running, and jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 44*(3), 279-289.

McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed?. *Journal of Biomechanics, 23*, 65-78.

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

Mero, A., & Komi, P. V. (1986). Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 55*(5), 553-561.

Plagenhoef, S. C., Evans, F. G., & Abdelnour, T. (1983). Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 54*(2), 632-635.

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.

Ryu, J. S. (2014). Variability of GRF components between increased running times during prolonged run. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 24*(4), 359-365.

Ryu, J. S. (2015). Impact shock components and attenuation in flat foot running. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 25*(3), 283-291.

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

Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M., & Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *Journal of Biomechanics, 35*(5), 649-655.

Silder, A., Besier, T., & Delp, S. (2015). Running with a load increases leg stiffness. *Jorunal of Biomechanics, 48*(6), 1003-1008.

Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. S., & Delp, S. L. (2010). Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *Journal of Biomechanics, 43*(11), 2099-2105.

Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *Journal of Applied Biomechanics, 14*(3), 292-299.

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.

Taylor, C. R., Heglund, N. C., & Maloiy, G. M. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology, 97*(1), 1-21.

Teunissen, L. P., Grabowski, A., & Kram, R. (2007). Effects of independently altering body weight and body mass on the metabolic cost of running. *Journal of Experimental Biology, 210*(24), 4418-4427.

van Gent, B. R., Siem, D. D., van Middelkoop, M., van Os, T. A., Bierma-Zeinstra, S. S., & Koes, B. B. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine, 41*(9), 169-480.

Watson, M. D. (1987). Incidence of injuries in high school track and field athletes and its relation to performance ability. *The American Journal of Sports Medicine,* 15(3), 251-254.

Williams, P. T. (2009a). Lower prevalence of hypertension, hypercholesterolemia, and diabetes in marathoners. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 41*(3), 523.

Williams, P. T. (2009b). Reduction in incident stroke risk with vigorous physical activity. *Stroke, 40*(5), 1921-1923.

Wit, B. D., Clercq, D. D., & Lenoir, M. (1995). The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *Journal of Applied Biomechanics, 11*(4), 395-406.