

달리기 속도와 경사가 하지관절의 생체역학에 미치는 영향

김종빈

한국체육대학교 모션이노베이션센터 연구원

The Effect of Running Speed and Slope on the Lower Extremity Biomechanics

Jongbin Kim

Researcher, Motion Innovation Center, Korea National Sport University

요약 본 연구는 달리기 시 속도와 경사변화가 하지관절의 생체역학적 요인에 미치는 영향을 보고자 한다. 이를 위해 20대 성인남성 15명이 트레드밀에서 2.7, 3.3 m/s와 -9°, -6°, 0°, 6°, 9°로 달리기를 실시하였고, 속도와 경사 변화에 따른 주행특성(보장, 보빈도), 생체역학적 변인(발목, 무릎, 엉덩관절의 가동범위, 모멘트, 관절파워), 지면반력(수직지면반력, 부하율, 제동력, 추진력)을 측정하였다. 연구결과, 주행특성은 오르막 달리기(UR)가 내리막 달리기(DR)에 비해 크게 나타났다($p < .05$). 하지관절의 가동범위와 수직지면반력은 UR에서 크게 나타났다($p < .05$). 하지관절의 모멘트와 제동력, 추진력, 부하율은 DR에서 크게 나타났다($p < .05$). 관절파워는 발목관절은 DR에서 크고, 엉덩관절에서는 UR이 크게 나타났다($p < .05$). 이러한 결과로부터 3.3m/s의 속도로 DR을 달리는 경우에서 발목관절 부상의 영향이 클 것으로 예상된다.

주제어 : 속도, 경사, 달리기, 하지관절, 생체역학

Abstract This study analyzes the effects of changes in running velocity and slope on the biomechanical factors of the lower limb joints. For this purpose, 15 adult males in their 20s ran according to changes in running speed (2.7, 3.3 m/s) and slope (-9°, -6°, 0°, 6°, 9°) on the treadmill, and their running characteristics (stride length, stride frequency). The range of motion of the lower limb joint and the vertical ground reaction force were greater in UR ($p < .05$), and the moment of the lower limb joint, braking force, thrust and load factor was large in DR ($p < .05$). In joint power, the ankle joint was greater in DR, and hip joint was greater in the UR ($p < .05$). These results show that the injuries of the ankle joint will be greater than other cases when running DR at a speed of 3.3 m/s.

Key Words : Speed, Slope, Running, Lower extremity, Biomechanics

1. 서론

현대사회의 많은 사람들은 정신적, 신체적 건강증진을 위해서 달리기를 참여하고 있으며, 평지달리기는 41.6 %, 경사가 있는 등산은 17.3 %로 평지와 경사면에서의 달리기가 전체 생활체육의 57.9 %에 해당할 정도로 상당부분을 차지한다[1]. 이는 달리기가 시간, 공

간, 비용에 제한이 적고 접근성이 용이하고 다른 신체 활동에 비해 손쉽게 할 수 있는 생활체육이기 때문이다 [2-4]. 달리기는 속도와 경사면 증가 및 감소에 따라 심폐 기능 및 근력 강화에 긍정적인 효과가 있는 장점이 있으나[5], 평지 달리기 시 발생하는 부상 중 하지관절의 부상비율은 약 80 %로 무릎관절의 부상이 40.7%,

*This work was supported by the Technology Innovation Program (10052462, E-Textile-based energy harvesting smart shoes for rehabilitation and assistance) funded by the Ministry of Trade, Industry & Energy (MOTIE, Korea).

*Corresponding Author : Jongbin Kim(kjb36@knsu.ac.kr)

발목관절의 부상이 40.4 %로 발생된다[6-8]. 이는 달리기 중 주행거리, 운동강도, 속도변화, 경사면변화로 인해 하지관절의 많은 통증과 부상으로 이어진다[9-11]. 이처럼 달리기는 건강증진이라는 긍정적인 효과를 보여 주지만, 때로는 신체적 부상 그 중에서도 특히 하지관절의 부상이라는 부정적인 효과를 초래하기도 한다.

Kim 등(2000)은 달리기 시 속도증가에 따라 발목관절과 무릎관절 가동범위가 증가하며, 발목관절의 저측 굴곡모멘트, 무릎관절의 신전모멘트도 증가함을 확인하였다[12]. 또한 속도가 증가하면 보장이 커지며, 수직지면반력의 크기가 증가함을 확인하였다[13]. 이렇듯 달리기 시 속도의 변화는 생체역학적 변화를 분석하는데 중요한 요소이므로, 속도 증감에 따른 하지관절의 생체역학적 분석을 수행하는 연구가 지속되고 있다.

경사면에 관한 연구를 살펴보면 내리막 달리기(Downhill Running[DR])가 평지 달리기 Level (Running[LR])보다 경골 근위부의 연골은 접촉 면적이 감소되어 대퇴골이 후방으로 이동하여 부상의 위험이 크고[14], 오르막 달리기(Uphill Running[UR])는 대퇴골 이동에 따른 부상 발생 위험은 적지만 경사각을 오르기 위해서는 큰 힘을 발휘해야 하기 때문에 하지관절의 각도를 크게 하여 달리를 실시한다[15]. 즉 LR나 UR 시 근육의 단축성 수축이 작용하며 과도한 에너지를 소비되고, DR 시에는 신장성 수축으로 신체에 큰 부하를 주어 낙상이나 무릎 손상의 위험률이 증가된다[16]. 또한 DR은 LR보다 지면에서 신체로 전이되는 충격이 크며[17,18], 이러한 충격은 하지관절에 전달되어 부상으로 이어질 가능성이 크다. 그리고 속도와 경사에 따라 전후, 수직지면반력의 크기는 다양하게 나타나고 있다[19].

달리기 시 속도의 변화와 경사면의 변화에 따른 하지관절의 생체역학적 변화에 대한 많은 선행 연구가 수행됐지만, 달리기 속도와 경사의 변화가 복합적으로 작용하는 경우에 하지관절의 생체역학적 변화를 분석하는 연구는 미비한 실정이다. 이에 따라 본 연구는 20세 이상 지속적으로 운동한 젊은 성인남성을 대상으로 다양한 속도 (2.7 m/s, 3.3 m/s)와 경사 기울기로(-9°, -6°, 0°, 6°, 9°) 달리기 시 하지관절의 생체역학적 변화와 지면반력의 크기를 분석하여, 기본적인 이동 메커니즘을 평가하고, 올바른 운동 방법과 운동강도에 대한 기초적인 자료를 제공함으로써 달리기 시 발생할 수 있

는 부상 발생 가능성을 예측하는데 중요한 정보로 활용될 수 있다.

2. 연구방법

2.1 연구 대상

본 연구의 대상자는 최근 12개월 이내에 하지 근 골격계 문제로 치료 및 수술 이력이 없고, 주 3회, 2시간 이상 달리를 실시하는 20대 성인남성 15명을 선정하였다. 모든 대상자는 자발적 참여하였고 본 연구는 K 대학 연구윤리 위원회(IRB)에서 승인 후 실험을 실시하였다(1263-201907-HR-038-01).

Table 1. Characteristics of participants M (SD)

	Age(yrs)	Height(m)	Mass(kg)
N=15	27.60(3.97)	1.73(0.04)	75.86(8.83)

2.2 실험절차

대상자의 신체적 특성을 관찰하기 위하여 신장과 체중을 측정된 후, 안전한 달리기의 동작을 위해 준비운동을 5분간 실시하였다. 자신의 신발을 신게 한 후 움직임을 정확하게 측정하기 위해 하의 타이즈를 착용하고 하지관절에 구형 반사마커를 15개와 하지관절의 움직임을 파악하기 위해 허벅지와 종아리에 각각 1개씩 반사마커가 붙어 있는 클러스터를 2개를 부착하였다.

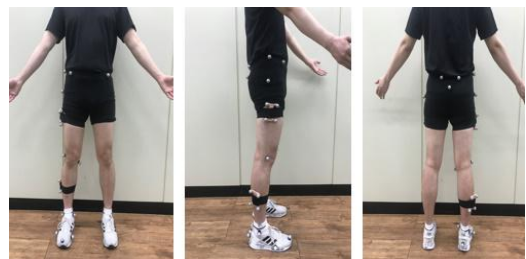


Fig. 1 Reflective marker set

부착 위치는 Fig. 1과 같이 오른쪽 뒷꿈치, 앞꿈치 (Right heel, toe), 발허리뼈1.5(Metatarsal1.5), 발목관절(Ankle), 무릎관절(Knee), 엉덩뼈(Iliac), 전상장골극(Anterior Superior Iliac Spine), 후상장골극(Posterior Superior Iliac Spine), 큰돌기(Greater Trochanter)이다[26].

달리기 동작을 측정하기 위해 8대 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 사용하였으며, 촬영속도는 100 Hz 으로 설정하였다. 그리고 지면반력기 2대가 내장된 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA) 위에서 달리기를 수행하였고 이때 샘플링을 1000 Hz 로 설정하였다.

본 측정을 수행하기 전에 자연스러운 달리기를 유도하기 위해 초기 5분 동안 속도를 조금씩 증가하여 경사별로 달리기를 연습 후, 근육의 피로를 최소화하기 위하여 충분한 휴식을 갖은 후 실제 실험을 진행하였다. 달리기 속도와 경사는 트레드밀 소프트웨어(Bertec, USA)를 통해 통제하여 2.7, 3.3 m/s 로 설정 하였고 경사는 DR -6°, -9°, LR 0°, UR 6°, 9° 로 실시하였다[20].



Fig. 2. Running biomechanics

2.3 자료 처리

달리기 동작분석 자료처리는 Qualisys사의 Qualisys Track Manager 프로그램을 이용하여 각 관절의 위치 데이터와 지면반력 자료를 획득하였다. 취득한 자료의 노이즈를 제거하기 위해 Butterworth 2nd order low-pass filter를 하였고, 이때 3차원 위치좌표 데이터는 차단주파수 12 Hz(Heiderscheit et al., 2011)로 지면반력 자료는 차단주파수 100 Hz로 실시하였다. Visual3D (C-Motion, USA)와 Matlab R2014a (The Mathworks, USA)를 이용하였다.

2.4 분석 구간

트레드밀 위에서 대상자가 오른발의 뒤꿈치 부위가 지면에 닿는 순간(heel strike)부터 발가락 부위가 지면으로부터 떨어지는 시점(toe off)까지의 지지국면(stance phase)을 생체역학적 변인의 분석구간으로 설정하였다.

2.5 분석 변인

Fig. 3과 같이 3차원 공간 좌표 방향 자료를 바탕으로 시상면에서의 발목, 무릎, 엉덩이 가동범위(degree)에서 관절각 (+)는 굴곡과 배측 굴곡각을 의미하고 (-)는 신전과 저측 굴곡각을 의미한다. 관절모멘트(Nm/kg), 관절파워(W/kg)는 (+) 단축성 수축을 (-)는 신장성 수축을 의미한다, 그리고 지면반력 방향은 X축은 좌(-)·우(+), Y축은 전(+)-후(-), Z축은 수직(+)으로 설정하였다.

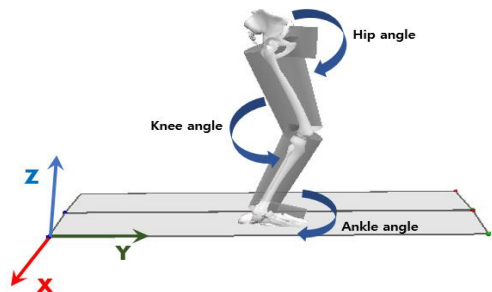


Fig. 3. Definition of the Lab coordinate joint angle

2.6 통계 처리

통계 처리는 SPSS Ver. 25.0 software (IBM, USA)을 이용하여 달리기 시 속도와 경사 변화에 따른 하지관절의 생체역학적인 변인의 특징을 찾기 위하여 Two-way repeated ANOVA를 실시하였고, 사후분석은(post-hoc)은 Bonferroni 사용하였다. 이때 유의 수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

3. 연구결과

3.1 주행특성(보장, 보빈도)

달리기 속도의 2.7 m/s와 3.3 m/s 간에 주행특성은 Table 2와 같다. 하지장길이로 표준화 하여 살펴본 결과, 3.3 m/에서 보장이 길게 나타났으며, 경사면에서는 DR 9° DR 6° LR 0°이 UR 9° 보다 크게 나타났다($p < .05$). 보빈도에서 경사별 차이는 DR 9°, LR 0°이 UR 9°보다 크게 나타났으며, DR 6°이 UR 6°보다 크게 나타났으며($p < .05$), 속도별 차이도 UR 9° 이 크게 나타났다($p < .05$). 상호작용효과 검증 결과 보장과 보빈도는 속도와 경사에 따라 통계적 차이가 나타났다($p < .05$).

Table 2. Comparisons of running parameters between speed and slope conditions

N=15

Parameter	m/s	DR 9° ^a	DR 6° ^b	LR 0° ^c	UR 6° ^d	UR 9° ^e	Slope effect		η^2 β	interaction effect	
		M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	F(p)	post hoc (p)			
Stride length (m)	3.3	2.81 (.20)*	2.82 (.18)*	2.81 (.16)*	2.75 (.16)*	2.69 (.20)*	F=54.744 (α .000)	a b c > e, b > d	a b c > d e	.574 .995	F=3.294 (α .022)
	2.7	2.38 (.16)	2.37 (.14)	2.35 (.14)	2.34 (.13)	2.33 (.16)				.158 .313	
Stride frequency (Hz)	3.3	1.42 (.08)	1.41 (.06)	1.41 (.06)	1.45 (.07)*	1.48 (.09)*	F=5.234 (α .030)	a c < e, b < d	a b c d < e	.533 .985	F=2.740 (α .043)
	2.7	1.36 (.07)	1.37 (.06)	1.38 (.07)	1.39 (.06)	1.40 (.08)				.173 .348	

* α .05, M (SD) = Mean (Standard Deviation)

Table 3. Comparisons of ankle joint between speed and slope conditions

N=15

Parameter	m/s	DR 9° ^a	DR 6° ^b	LR 0° ^c	UR 6° ^d	UR 9° ^e	Slope effect		η^2 β	interaction effect	
		M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	F(p)	post hoc (p)			
RoM (deg)	3.3	26.08 (2.86)*	30.81 (4.06)	42.72 (5.02)	47.72 (5.02)*	49.19 (6.48)	F=4.977 (α .034)	a < b < c < d < e	a < b < c < d e	.944 1.00	F=.554 (α .700)
	2.7	23.09 (2.64)	28.06 (4.09)	39.34 (4.12)	43.64 (4.46)	47.58 (4.61)				.944 1.00	
Plantar flexor moment (Nm/kg)	3.3	-1.25 (.46)	-.93 (.36)*	-.42 (.22)*	-.37 (.11)*	-.27 (.11)	F=2.065 (α .162)	a < b < c < d < e	a < b < c < d < e	.774 1.00	F=1.010 (α .405)
	2.7	-1.01±.39	-.94±.43	-.34±.17	-.32±.12	-.20±.07				.732 1.00	
Negative power (W/kg)	3.3	5.30 (1.69)*	6.11 (1.04)*	9.28 (1.91)*	13.09 (2.89)*	14.32 (2.98)*	F=20.839 (α .000)	a < b < c < d < e	a < c d e b < c < d e	.920 1.00	F=1.149 (α .337)
	2.7	3.46 (.67)	5.01 (1.15)	6.88 (1.07)	10.82 (2.16)	11.54 (2.17)				.902 1.00	

* α .05, M (SD) = Mean (Standard Deviation)

Table 4. Comparisons of knee joint between speed and slope conditions

N=15

Parameter	m/s	DR 9° ^a	DR 6° ^b	LR 0° ^c	UR 6° ^d	UR 9° ^e	Slope effect		η^2 β	interaction effect	
		M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	F(p)	post hoc (p)			
RoM (deg)	3.3	35.01 (2.82)	32.89 (5.00)	28.58 (5.21)	32.16 (4.91)	33.70 (7.03)	F=1.672 (α .207)	a > b c d, b > c > d > e	a > b > c	.620 .999	F=.645 (α .632)
	2.7	34.05 (2.32)	31.94 (4.18)	28.01 (4.06)	28.85 (4.49)	31.83 (5.44)				.738 1.00	
Extensor moment (Nm/kg)	3.3	-3.45 (.73)	-3.08 (.80)	-2.68 (.42)*	-2.12 (.52)	-1.99 (.38)	F=1.738 (α .198)	a, b < c < d e	a, b < c d e	.742 1.00	F=1.270 (α .286)
	2.7	-3.06 (.58)	-2.99 (.64)	-2.34 (.31)	-2.1 (.46)	-2.00 (.39)				.653 1.00	
Negative power (W/kg)	3.3	8.75 (6.46)	8.60 (4.85)	5.23 (2.36)	5.60 (1.43)	5.62 (1.27)	F=5.018 (α .033)	a, b > c	a, b > c	.409 .875	F=1.396 (α .240)
	2.7	5.50 (2.67)	6.48 (2.96)	4.06 (1.45)	5.17 (1.22)	5.17 (1.23)				.358 .784	

* α .05, M (SD) = Mean (Standard Deviation)

Table 5. Comparisons of Hip joint between speed and slope conditions

N=15

Parameter	m/s	DR 9° ^a	DR 6° ^b	LR 0° ^c	UR 6° ^d	UR 9° ^e	Slope effect		η^2 β	interaction effect	
		M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	F(p)	post hoc (p)			
RoM (deg)	3.3	31.90 (4.93)	33.95 (4.91)*	37.59 (4.15)*	46.45 (4.79)*	49.77 (5.95)*	F=9.151 (α .005)	a b < c < d < e	a < b < c < d < e	.923 1.00	F=4.559 (α .002)
	2.7	30.22 (4.11)	30.33 (3.39)	32.04 (3.55)	40.29 (4.95)	44.05 (5.11)				.902 1.00	
Extensor Moment (Nm/kg)	3.3	2.55 (.89)*	2.26 (.83)	1.47 (.34)*	1.73 (.43)*	1.80 (.45)*	F=8.898 (α .006)	a, b > c d e, c > d e	a, b > c d e	.594 .997	F=.914 (α .458)
	2.7	1.90 (.53)	1.79 (.59)	1.16 (.30)	1.42 (.30)	1.41 (.25)				.426 .899	
Negative power (W/kg)	3.3	2.73 (1.35)	3.05 (1.62)*	2.02 (.97)*	4.20 (1.16)*	5.24 (1.59)*	F=16.071 (α .000)	a < d e, b > c d e, c < d e, d < e	a, b < d e c < d < e	.705 1.00	F=1.409 (α .235)
	2.7	1.87 (1.26)	1.79 (.93)	1.31 (.60)	2.68 (.90)	3.48 (1.54)				.550 .990	

* α .05, M (SD) = Mean (Standard Deviation)

Table 6. Comparisons of GRF between speed and slope conditions

N=15

Parameter	m/s	DR 9° ^a	DR 6° ^b	LR 0° ^c	UR 6° ^d	UR 9° ^e	Slope effect		n ² β	interaction effect
		M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	M (SD)	F(p)	post hoc (p)		
Vertical GRF (BW)	3.3	2.46 (.16)*	2.51 (.17)*	2.54 (.17)*	2.54 (.19)*	2.39 (.17)	F=9.144 (α .005)	d) e	.421 .892	F=3.175 (α .016)
	2.7	2.26 (.15)	2.37 (.15)	2.34 (.17)	2.38 (.17)	2.38 (.17)				
Vertical GRF loading rate (BW/s)	3.3	29.21 (3.81)*	27.91 (5.96)*	25.94 (3.96)*	26.72 (5.54)*	22.48 (3.80)	F=8.225 (α .005)	a) c d) e, b c d) e	.631 .999	F=1.152 (α .336)
	2.7	25.81 (3.69)	24.12 (3.13)	21.88 (3.53)	22.04 (4.84)	20.84 (3.34)				
Peak braking GRF (BW)	3.3	.81 (.11)*	.70 (.10)*	.37 (.06)*	.19 (.05)*	.11 (.06)*	F=16.051 (α .000)	a < b < c < d < e	.978 1.00	F=1.117 (α .352)
	2.7	.71 (.08)	.62 (.07)	.28 (.05)	.13 (.03)	.07 (.04)				
Propulsive GRF (BW)	3.3	-.11 (.03)*	-.16 (.03)*	-.25 (.02)*	-.40 (.04)*	-.47 (.05)*	F=45.456 (α .000)	a < b < c < d < e	.969 1.00	F=1.406 (α .237)
	2.7	-.07 (.02)	-.12 (.02)	-.19 (.01)	-.34 (.04)	-.41 (.05)				

* p < .05, M (SD) = Mean (Standard Deviation)

3.2 생체역학적 변인

우선 달리기 시 생체역학적 변인에 차이는 Table 3, Table 4, Table 5와 같다. 속도별 차이에서 발목관절 가동범위가 DR 9°와 UR 6°에서 3.3m/s가 크게 나타났으며(p < .05), 경사별 차이에서는 DR 9°, DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9° 순으로 크기가 커지는 것을 관찰하였다(p < .05). 발목관절의 저축굴곡모멘트는 DR 6°, LR 0°, UR 6°에서 속도별 차이가 나타났고, 경사별 차이에서는 DR 9°, DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9° 순으로 크기가 커지는 것을 관찰하였다(p < .05). 관절파위는 DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9°에서 속도별 차이가 나타났고, 경사별 차이에서는 DR 9°, DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9° 순으로 크기가 크게 나타났으며(p < .05). 발목관절에서는 상호작용효과가 나타나지 않았다.

속도별 차이에서 무릎관절 신전모멘트가 LR 0°에서 3.3m/s가 크게 나타났으며(p < .05), 경사별 차이에서는 유의한 차이는 나타나지 않았지만 가동범위는 DR 9°이 크게 나타났고, 신전모멘트는 UR 9°가 크게 나타났으며, 관절파위는 DR이 크게 나타났다. 무릎관절에서는 상호작용효과가 나타나지 않았다.

속도별 차이에서 엉덩관절 가동범위와 관절파위에서는 DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9°에서 3.3m/s 크게 나타났으며(p < .05), 신전모멘트는 DR 9°, LR 0°, UR 6°, UR 9°에서 3.3m/s 크게 나타났으며(p < .05). 경사별 차이에서는 가동범위, 신전모멘트, 관절파위에서 통계적 유의한 차이 나타났으며(p < .05), 사후검증 결과 가동범위와 관절파위는 UR 9°이 크게 나타났으며(p < .05), 신

전모멘트는 DR 9°에서 크게 나타났으며(p < .05). 엉덩관절 가동범위에서는 상호작용효과가 나타났으며(p < .05).

3.3 지면반력 변인

달리기 시 지면반력 변인에 차이는 Table 6과 같다. 속도 2.7 m/s와 3.3 m/s에서 수직지면반력과 부하율, 제동력과 추진력을 살펴보았다. 속도별 차이에서는 수직지면반력과 부하율에서는 DR 9°, DR 6°, LR 0°, UR 6°에서 차이가 나타났으며(p < .05), 제동력과 추진력에서는 DR 9°, DR 6°, LR 0°, UR 6°, UR 9°에서 차이가 나타났으며(p < .05). 경사별 차이에서는 지면반력 변인 모두 유의한 차이가 나타났으며, 수직지면반력에서는 UR 6°이 UR 9°보다 크게 나타났으며(p < .05), 부하율에서는 UR 9°이 다른 경사보다 작게 나타났으며(p < .05). 제동력과 추진력에서는 UR 9°이 다른 경사보다 크게 나타났으며(p < .05). 지면반력의 상호작용 효과는 수직지면반력에서만 나타났으며(p < .05).

4. 논의

본 연구는 지속적으로 운동을 실시한 젊은 성인남성을 대상으로 달리기 시 속도와 경사기울기의 변화에 따라 발생하는 주행특성과 하지관절 가동범위 및 관절 모멘트, 관절 파위, 지면반력 차이를 비교하였다. 이를 통해서 달리기 시 속도변화와 경사변화 따라 하지관절에 미치는 효과를 파악하여 건강증진과 상해예방에 미치는 영향을 알아보려고 하였다.

먼저 달리기 시 속도와 경사변화에 따른 주행특성을 살펴보았다. 보장(Stride length)을 하지장길이로 표준화하여 비교하였을 때[21] 보장은 3.3m/s 속도로 평지 달리를 기준으로 하여 경사에 따라 UR 6°은 약 4%, UR 9°에서 약 5% 작게 나타났으며, 2.7m/s는 차이는 크게 나타나지 않았다. 따라서 3.3 m/s로 UR의 보장은 작아진다고 보고한 선행연구와 결과가 일치하였다[22]. 그리고 보빈도(stride frequency) 역시 3.3 m/s 속도가 2.7 m/s 보다 크게 나타났으며, 경사변화에 따라 속도별에서는 UR에서 크게 나타났으며 DR와 LR에 비해 유사하게 나타났다[22,23]. 이는 UR이 더 큰 달리기 효율성을 가지고 있으며, 많은 에너지를 사용하고 있어 보장은 작고 보빈도는 크게 나타났다. DR과 LR의 주행특성은 비슷하나 UR에서는 하지관절을 더 높이 들어서 더 큰 힘으로 달리를 실시하려는 경향을 알 수 있었다.

다음으로 달리기 시 속도의 변화에 따른 발목관절 가동범위 변인을 살펴보면 3.3 m/s와 2.7 m/s 간에 DR 9°와 UR 6°에서 속도별 차이가 나타났는데 선행연구에서는 UR으로 3.3 m/s로 달리기 시 차이는 나타났지만 4.4 m/s로 달리기속도는 LR과 비교하여 발목관절에서 가동범위 변화가 없다고 하였다[24]. 그리고 저축굴곡 모멘트에서 DR 6°, LR 0° UR 6°에서 차이가 나타났는데 선행연구에서는 운동시간에 따라 DR은 배측굴곡 모멘트는 작아지고, UR은 저축굴곡 모멘트가 커진다고 하였다[25]. 본 연구에서는 경사의 기울기가 커지면 저축굴곡 모멘트가 커지는 것을 알 수 있었다. 관절파워는 모든 속도와 경사에서 차이가 나타났으며, 경사에 따라서는 UR 9°에서 크게 나타났다. Kim 등[12]연구에서 속도의 증가에 따라 발목관절 저축굴곡 모멘트와 파워가 증가한다고 하였는데 본 연구와 일치하였다. 이는 경사 달리기 시 발목관절에서 미끄러지지 않기 위해 더 많은 힘이 필요하며, 속도 및 경사달리기에서 발목관절에 움직임변화가 매우 중요하며, 이로 인해 신체의 부하에 관한 영향이 많이 받는다고 사료된다.

무릎관절의 가동범위와 관절파워는 속도에 차이는 나타나지 않았고, 신전모멘트에서는 LR에서만 차이가 나타났다. Roberts & Belliveau[26]는 무릎관절의 모멘트와 파워는 경사의 따라 영향이 없을 수 있다고 하였다. 하지만 Park 등[20]은 LR과 DR에서는 모멘트와 파워에서 차이가 있다고 하였다. 그리고 DR은

LR[26,27]와 UR[27]의 빠른 속도에서 접촉 시 실질적으로 더 많은 무릎관절이 신장되며, 제동단계[26,27]를 유지하면서 무릎관절 가동범위의 크기와 연관되어 있다고 하였다. 본 연구에서는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 DR에서 LR과 UR보다 무릎관절 가동범위가 커짐에 따라 신전모멘트와 관절파워도 증가하였다. 이는 같은 속도로 달리기 시 경사에 따라 무릎관절에서 더 큰 에너지 흡수로 인한 것일 수 있음을 관찰되었다. 속도와 경사에 따라 무릎관절은 발목관절의 비해 통계적인 영향을 크게 주지 않는다고 사료된다.

엉덩관절 가동범위와 모멘트는 UR에서 증가하는데 Swanson & Caldwell[25]은 같은 속도(16km/h)에서 LR보다 UR에서 30% 더 유연하다고 하였으며, DR에서 작은 모멘트가 발생된다고 하였다. 그리고 DeVita 등[28]의 연구에서는 DR에서보다 UR의 엉덩관절 중심으로부터 더 멀어지면서 모멘트 암이 길어진다고 하였다. 이유인 즉 엉덩관절의 짧은 모멘트 암이 신전근을 통해 움직임이게 하여 UR가 더 관절파워가 크게 하였다. 본 연구를 통해 빠른 속도로 경사 있는 달리를 실시하면 전신에 전이될 수 있는 충격을 엉덩관절을 많이 사용할수록 충격의 흡수를 많이 될 수 있다고 사료된다.

지면반력에 관하여 알아보면 빠른 속도와 DR 9°에서 수직지면반력, 부하율, 제동력, 추진력이 통계적 유의한 결과가 나타났는데, Gottschall & Kram[22]은 3.3 m/s로 달리는 충격력 피크는 경사의 감소에 따라 크기도 감소하지만 active 피크는 동일하게 유지된다고 하였고, LR은 추진력과 제동력은 속도에 따라 증가한다고 하였다[13]. 즉, 추진력은 LR과 비교했을 때 DR에서 57% 더 낮았고, UR에서 68% 더 높았다. 또한 Lussiana 등[27]은 러너가 경사가 LR에서 UR로 변경됨에 따라 중족과 전족으로 달리를 실시한다고 하였다. 속도와 경사에 따라 지면으로부터 받는 충격을 분산시키기 위해 후족착지보다 중족착지와 전족착지가 유용하다고 사료되며, 반복적인 달리기로 미세한 충격이 장시간 지속되면 만성적 부상 발생될 수 있는 있다고 생각된다.

5. 결론

본 연구는 지속적으로 달리를 실시하는 20대 성인 남성을 대상으로 다양한 속도와 경사변화로 인해 하지

관절에 미치는 영향 살펴보았다. 이를 위해 하지관절의 생체역학적 특성과 지면반력을 측정하였다.

결론적으로 속도증가에 따라 모든 변인은 2.7 m/s 보다 3.3 m/s가 크게 나타났으며, 주행특성인 보장은 DR이 보빈도는 UR이 LR와 DR에 비해 크게 나타났다. 경사면에 따라 지면의 충격인 수직지면반력은 UR가 크게 나타났고($p < .05$), 충격을 흡수 하는 발목, 엉덩관절 모멘트, 제동력과 추진력, 부하율은 DR에서 크게 나타났다($p < .05$). 관절파위에는 발목관절은 DR에서, 엉덩관절에서는 UR에서 크게 나타났다($p < .05$). 즉 속도와 경사변화에 따라 발목관절과 엉덩관절에서 많은 스트레스가 발생 되지만 3.3m/s로 DR하면 더 많은 충격을 받아 하지관절의 부상이 발생될 수 있다.

본 연구에서는 EMG를 이용하여 근육의 활성도와 신체특성에 따른 관계를 배제시켰다. 후속연구에서는 다양한 연령과 성별 그리고 속도의 변화요인 등을 연구가 지속적으로 이루어져 병원이나 재활 센터, 헬스 센터에서의 운동 처방에 중요한 기초 자료가 될 것이다.

REFERENCES

- [1] Ministry of Culture, Sports and Tourism. (2019). *National Life Sports Survey*, Seoul.
- [2] M. Anbarian & H. Esmaeili. (2016). Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait & posture*, 48, 52-56.
- [3] S. H. Shin, H. K. Lee & M. S. Kwon. (2008). Correlation between lower extremities joint moment and joint angle according to the different walking speeds. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(2), 75-83.
- [4] Y. H. Son, H. J. Cho & J. C. Park (2015). A research study on health-oriented consumer behavior. *Consumer Studies*, 26(6), 179-206.
- [5] ACSM. (2006). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
- [6] Ministry of Culture, Sports and Tourism (2019), Sports Safety Foundation, *2015 Sports Safety Accident Survey*, Seoul.
- [7] C. Johnston & J. Taunton. (2003). Preventing running injuries. Practical approach for family doctors. *Canadian Family Physician*, 49, 1101-1109.
- [8] R. Van Gent, R. D. Siem, M. Van Middelkoop, A. Van Os, S. Bierma-Zeinstra & B. Koes. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41, 469-480.
- [9] P. R. Cavanagh & M. A. Lafortune. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of biomechanics*, 13(5), 397-406.
- [10] J. S. Ryu. (2019). Gender Center of Pressure (CoP) complexity pattern with increasing running speed. *Korean Journal of Exercise Mechanics*, 29(4), 247-254.
- [11] D. Rosenbaum, T. Engl & A. Nagel. (2016). Effects of a fatiguing long-distance run on plantar loading during barefoot walking and shod running. *Footwear Science*, 8(3), 129-137.
- [12] R. B. Kim, S. C. Lee & Y. W. Jin. (2000). Kinematics: Kinematic analysis of lower limb joints according to changes in speed during walking. *Korean Journal of Physical Education*, 39(4), 675-687.
- [13] M. J. Milliron & P. R. Cavanagh. (1990). Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. *Biomechanics of distance running*, 65, 105.
- [14] B. Akpınar, E. Thorhauer, S. Tashman, J. J. Irrgang, F. H. Fu & W. J. Anderst. (2019). Tibiofemoral Cartilage Contact Differences Between Level Walking and Downhill Running. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 7(4).
- [15] J. T. Han, J. D. Lee & S. S. Bae. (2005). Analysis of three-dimensional motion of the lower limb joints according to the inclination angle when walking on an uphill slope of a normal person. *Journal of the Korean Physical Therapy Society*, 17(4), 633-650.
- [16] Park et al. (2007). Carbon monoxide dehydrogenase in mycobacteria possesses a nitric oxide dehydrogenase activity. *Biochemical and biophysical research communications*, 362(2), 449-453.
- [17] C. L. Hamill, T. E. Clarke, E. C. Frederick, L. J. Goodyear & E. T. Howley. (1984). Effects of grade running on kinematics and impact force. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16(2), 184.
- [18] J. S. Ryu. (2005). The shock of downhill running and the kinematic features of body joints. *Journal of Korean Society of Exercise Mechanics*,

15(4), 117-129.

- [19] J. S. Gottschall & R. Kram. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of biomechanics*, 38(3), 445-452.
- [20] S. K. Park, H. M. Jeon, W. K. Lam, D. Stefanyshyn & J. S. Ryu. (2019). The effects of downhill slope on kinematics and kinetics of the lower extremity joints during running. *Gait & posture*, 68, 181-186.
- [21] J. B. Kim, S. Ha, S. Park, S., Yoon, J. S. Ryu, & S. K Park (2019). Biomechanical comparison of elder runner's body characteristics and lower limb joints. *Journal of Korean Society of Exercise Mechanics*, 29(3), 145-155.
- [22] J. S. Gottschall & R. Kram. (2005). Ground reaction forces during downhill and uphill running. *Journal of biomechanics*, 38(3), 445-452
- [23] G. Telhan, J. R. Franz, J. Dicharry, R. P. Wilder, P. O. Riley & D. C. Kerrigan. (2010). Lower limb joint kinetics during moderately sloped running. *Journal of athletic training*, 45(1), 16-21.
- [24] T. J. Roberts & R. A. Belliveau. (2005). Sources of mechanical power for uphill running in humans. *Journal of Experimental Biology*, 208(10), 1963-1970.
- [25] S. C. Swanson & G. E. Caldwell. (2000). An integrated biomechanical analysis of high speed incline and level treadmill running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(6), 1146-1155.
- [26] J. Mizrahi, O. Verbitsky & E. Isakov. (2001). Fatigue-induced changes in decline running. *Clinical biomechanics*, 16(3), 207-212.
- [27] T. Lussiana, N. Fabre, K. Hébert-Losier & L. Mourot. (2013). Effect of slope and footwear on running economy and kinematics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), e246-e253.
- [28] P. DeVita, L. Janshen, P. Rider, S. Solnik & T. Hortobágyi. (2008). Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in non-level running. *Journal of biomechanics*, 41(16), 3354-3359.

김 종 빈(Jongbin Kim)

[정회원]



- 2011년 2월 : 극동대학교 사회체육학과(체육학학사)
- 2014년 8월 : 충남대학교 체육학과(체육교육학석사)
- 2020년 2월 : 한국체육대학교 체육학과(이학박사)

· 관심분야 : 노인, 달리기, 운동역학,
· E-Mail : kjb36@knsu.ac.kr