KJAB
Korean Journal of Applied Biomechanics 2024; 34(3): 105-114
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2024.34.3.105
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Biomechanical Differences of Cycle Pedaling according to Uphill Slope

사이클 페달링 시 오르막 경사도에 따른 운동역학적 차이 분석

Do-Hyung Kim[1], Suk-Hoon Yoon[2]

[1]Department of Physical Education, Graduate School of Korea National Sport University, Seoul, South Korea
[2]Department of Community Sport, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 28 June 2024
Revised : 31 July 2024
Accepted : 07 August 2024

Corresponding Author
Suk-Hoon Yoon
Department of Community Sport,
Korea National Sport University,
1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul,
05541, South Korea
Email : sxy134@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study is to provide quantitative data through biomechanics analysis of lower extremity movements according to uphill slope when pedaling a cycle. The method of the study were as follow.

Method: Ten healthy adult males (age: 30.18 ± 4.2 yrs., height: 173.75 ± 2.99 cm, weight: 66.9 ± 2.64 kg), and who have a weekly exercise distance of more than 100 km and participated in amateur competitions with no lower extremity musculoskeletal injury within the past six months participated in this study. The experiment was conducted at three uphill slopes of 8%, 14%, and 20%, and the intensity of the experiment was 5.5 to 6 watts per kg of body weight for each slope for 4 minutes. A 3-Dimensional motion analysis with eight infrared cameras (sampling rate: 200 Hz) and five-channel of EMG (sampling rate: 2,000 Hz) was performed. In this study event 1, 2, 3, and 4 were set at angular position of pedal at 330°, 30°, 150° and 210°, respectively. Also connections of events were set as phases (P1~P4). A one-way ANOVA with repeated measures was conducted to verify the intervention effect and the statistical significance was set at α=.05.

Results: As the uphill slope increased, the position of COM moved further back from the center of the cycle. In the knee joint, P1 and P3 showed greater ROM and higher angular velocity as the slope increased, while P2 and P4 showed opposite results. As the slope increased the peak activation timing was found to be faster for the vastus lateralis and biceps femoris, while the peak activation timing for the medial gastrocnemius muscle was delayed.

Conclusion: There was a difference in kinematics as the uphill slope increased during cycling, and the difference between 8% and 14% showed a greater change than the difference between 14% and 20%.

Keywords: Climb, Uphill, Riding, Biomechanics

INTRODUCTION

사이클은 과거의 이동 수단이라는 자전거의 개념을 넘어 현재는 다양한 환경 속에서 속도를 즐기며 경쟁을 하는 스포츠의 하나로 자리매김하였으며, 최근 covid-19로 인한 팬데믹 현상은 남녀노소 할 것 없이 사이클 운동 참여를 증가시

Copyright © 2024 Korean Journal of Applied 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.

켰고, 현재는 많은 사람에게 인기 있는 스포츠로 주목받고 있다(Chun-Kai, Hsiu-Chen, Ching, Kai-Cheng & Yi-Fen, 2018). 또한 사이클 운동은 장소에 따라 산악, 트랙, 도로 사이클로 구분되며, 이 중 도로 사이클은 가장 인기 있는 종목이다.

도로 사이클 경주는 다양한 환경과 지형에서 경주가 이루어지며, 경기 결과를 결정하는데 중요한 역할을 하는 것은 산악지형 경사로의 효율적인 주행이 무엇보다 중요하다(Richard Davison, Swan, Coleman & Bird, 2000). 도로 사이클 경주에서 우수한 라이더는 산악 주행 능력이 뛰어나며, 중력에 대한 더 높은 부하와 그에 따른 피로를 극복하기 위해 다양한 자세 전략을 구사한다. 특히, 사이클 안장 위에서의 자세는 사이클링 중 신체 성능을 얼마나 잘 수행할 수 있는지 결정한다(Caldwell, Li, McCole & Hagberg, 1998; Stein, 2012).

라이더는 오르막 주행 시 일반적으로 신체 중심을 전방으로 이동시킨다. 이것은 오르막 경사로에서 작용하는 중력으로 인한 신체 중심의 후방 이동과 앞바퀴 들림 현상을 방지하기 위한 전략이다(Fonda, Panjan, Markovic & Sarabon, 2011; Fonda & Šarabon, 2012).

사이클 주행 시 신체 중심의 이동에 대한 연구(Bini, Hume & Croft, 2011)에서 신체 중심의 이동은 하지 관절의 가동범위, 페달링의 궤적 그리고 주동근의 길이에 영향을 미치며, 페달링 중 몸통 분절각의 변화는 고관절 굴곡 및 신전 시 대퇴직근과 대둔근의 길이의 차이를 발생시킨다. 이는 무릎에서 최대 신전힘 생성 능력에 영향을 끼치는 동시에 라이더가 페달에 힘을 전달하는 능력 또한 감소한다(Too & Landwer, 2004). 또한 오르막 경사에 직면한 순간 라이더가 페달에 전달하는 힘은 하지 근육의 길이가 변화함에 따라 달라지기 때문에 라이더는 근력 발현을 극대화시키기 위한 가장 효과적인 골반의 위치를 찾아야 한다(Stein, 2012). 이러한 주행 자세 조정은 오르막 주행 시 무릎의 위치가 페달과 최대한 수직이 되도록 하는 방법으로 파워 손실을 줄이고 좋은 페달링을 구사하기 위함이다(Sanner & O'Halloran, 2000; Lee, Kim, Kang, Hong & So, 2016). 좋은 페달링은 한 번의 사이클링 시 최소힘과 최대 힘 사이의 변화가 적은 것을 의미하고, 이러한 일관된 반복 사이클은 주행 성능에 있어서 가장 기본적이고 중요한 요소이다(Hamar, Gažovič & Schickhofer, 1994; Karas, 2012). 오르막 경사로 주행 시 몸통 각도의 변화는 근육 활동 패턴과 페달링 시 power phase의 출력을 변화시킨다(Brown, Kautz & Dairaghi, 1996; Dorel, Couturier & Hug, 2009). 또한 오르막 경사 주행은 중력에 대한 라이더의 방향 변화와 함께 신경근 시스템이 변화하며, 사이클 페달링 시 파워 발현에 직접적인 영향을 미치는 단관절 근육은 기능 측면에서 상대적으로 명확한 역할을 하는 데 비해 다관절 근육의 기능은 페달링 시 페달에 가해지는 힘의 방향을 제어하는 역할로 알려져 있으나 라이더의 페달링 기술 및 패턴에 따라 달라지기 때문에 명확하지 않다(Jorge & Hull, 1986; Ryan & Gregor, 1992; Li & Caldwell, 1998; Hug, Bendahan, Le Fur, Cozzone & Grelot, 2004; Dorel, Couturier & Hug, 2008; da Silva et al., 2016). 이렇듯 사이클 연구에서 움직임을 분석하기 위해서는 사이클 페달링 시 신체 중심의 위치, 하지 관절의 가동범위, 각속도의 변화 그리고 주동근의 근 활성도 등을 자세히 살펴봐야 한다(Pilissy et al., 2007; Turpin & Watier, 2020; Fonda et al., 2011; Bini, Senger, Lanferdini & Lopes, 2012; Fonda & Šarabon, 2012).

그리하여 이러한 여러 선행연구들의 보고와 함께 라이더는 골반의 위치 이동을 통하여 다양한 지형 및 상황에 맞게 주행할 것을 권장하고 있으나, 아직도 현장에서는 오르막 경사 변화에 따라 신체 각 분절들의 움직임에 대한 정량적으로 미흡한 자료와 경험적 지식으로 인하여 오르막 경사 주행 시 경사도에 따른 운동 수행 능력 저하를 보이고 있다.

이에 본 연구에서는 사이클 라이더가 오르막 주행 시 변화하는 경사도에 따른 하지 움직임의 정량적인 데이터 제공과 오르막 주행 시 운동 수행 능력을 향상시킬 수 있는 운동역학적 분석을 실시하는 것이다.

또한 본 연구의 목적에 따라 다음과 같이 가설을 설정하였다. 사이클 주행 시 오르막 경사도의 변화가 발생하였을 시 선행연구를 바탕으로 신체 중심의 위치가 후방으로 이동하지 않을 것이라는 첫 번째 가설을 세웠으며, power phase에서 엉덩 관절과 무릎 관절의 가동범위, 각속도에 차이가 있을 것이라는 두 번째 가설, 주행 중 오르막 경사간 주동근의 근 활성도 변화가 있을 것이라는 세 번째 가설, 그리고 최대 근 발현 시점이 오르막 경사간 차이가 있을 것이라는 네 번째 가설을 세웠다.

METHOD

1. 연구대상자

본 연구의 대상자는 최근 6개월 이내 근골격계 상해나 수술한 이력이 없는 선수로 제한하였다. 이때, 모든 대상자는 주간 운동 거리가 100 km 이상, 마스터스 사이클 투어(masters cycle tour)에 등록되어 아마추어 대회에 참가하는 20~30대 남성 10명(나이: 30.2±4.2 yrs., 신장: 173.7±2.9 cm, 체중: 66.9±2.6 kg)으로 선정하였다.

2. 실험절차

본 연구의 실험은 세 가지의 오르막 경사에 대한 설정으로 한 가지 경사마다 5분씩 주행하였다. 오르막 경사도의 종류는 사이클 동호인이 접근하기 쉬운 서울 남산과 경기도 동부

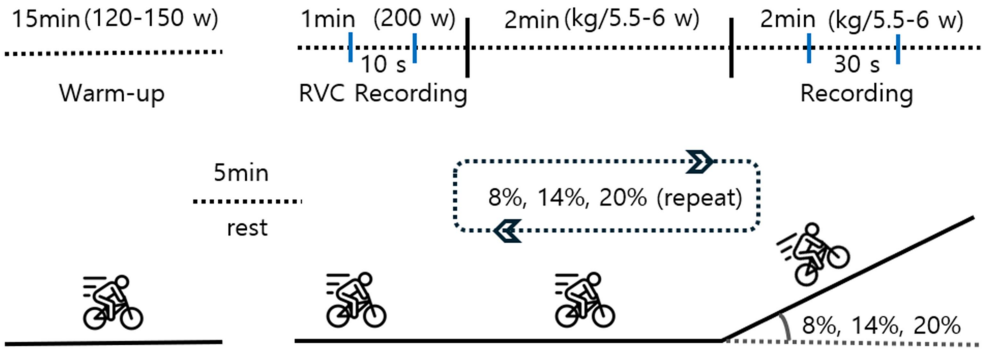

Figure 1. Experimental procedure protocol

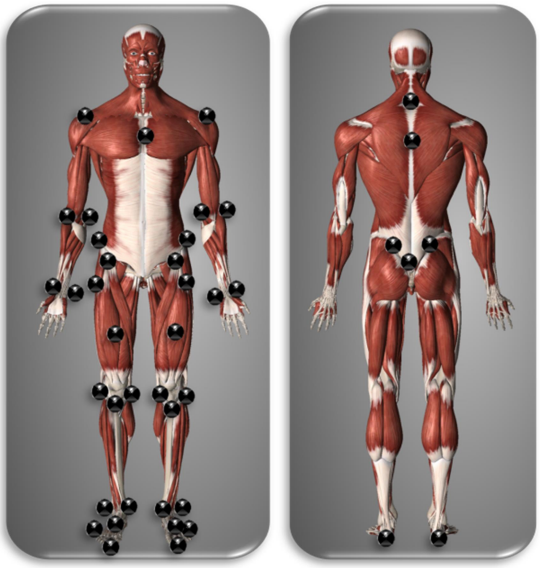

Figure 2. Location of Reflective Markers

일대의 평균을 도출하여 8%, 14% 그리고 20% 세 가지 경사로 실험을 진행하였다. 대상자는 실험 당일 동작 분석 준비 후 15분간 120~150 watt의 저 강도로 워밍업을 실시한 뒤 약 5분간의 충분한 휴식을 취한 후 본 실험을 진행하였다. 본 실험 5분은 초기 1분 적응(200 watt)과 다음 2분의 평지 주행(kg/5.5~6 watt) 그리고 나머지 2분의 오르막 경사 주행(kg/5.5~6 watt)으로 프로토콜을 설정하였으며, 각각의 경사마다의 프로토콜을 적용하여 측정을 하였다. 이때, 데이터 촬영은 RVC Recording 시 10초 촬영 후 중간 5초를 RVC 평균 데이터로 사용하였고, 오르막 경사 주행은 30초씩 촬영하였으며 그 중 일관성 있는 페달링 10회를 사용하여 오르막 경사 주행 데이터를 비교 분석하였다. 또한 주행 중 데이터 취득을 위한 측정은 대상자에게 노출되지 않도록 진행하였다(Figure 1).

본 연구에서 모든 대상자는 개인 사이클을 사용하였고, 사이클 주행 시 오르막 경사도에 따른 운동역학적 효율성 검증을 위하여 1대의 스마트 트레이너(WahooKICKR, USA)와 주변에 8대의 적외선 카메라(Oqus300, Qualisys, Sweden)를 사용하여 3차원 동작 분석을 수행하였으며, 카메라의 자료 취득률(sampling rate)은 200 Hz로 설정하였다. 위치 데이터는 Qualisys Track Manager (Qualisys Sweden)를 사용하여 수집하였고, 공간 좌표는 NLT (non-linear transformation) 방식으로 진행하였다(x 축: 좌/우, y 축: 전/후, z 축: 상/하). 이뿐만 아니라 신체의 분절을 규명하기 위하여 각 대상자의 신체에 총 42개의 반사 마커를 부착하였고(Figure 2), 외측 광근(vastus lateralis, VL), 대퇴 이두근(biceps femoris, BF), 전경골근(tibialis anterior, TA), 내측 비복근(medial gastrocnemius, MG) 척추기립근(erector spinae, ES)에 표면 전극을 부착하였으며, 무선 근전도(Ultium ESP, Noraxon, USA) 자료 취득률(sampling rate)은 2,000 Hz로 설정하였다.

3. 자료처리 및 분석변인

본 연구의 수집된 3차원 위치 데이터는 자료 취득과정 중 발생하는 오차를 줄이기 위해 2차 저역통과필터(butterworth 2nd order low-pass filter, 차단 주파수 10 Hz)를 사용하였으며, 사이클 페달링 시 사용된 주동근의 근 활성도 데이터는 구간 통과 필터를 사용하여 처리하였다(차단 주파수 20~400 Hz).

적외선 카메라 장비로 취득한 대상자의 위치 자료는 Qualisys Track Manager (Qualisys Sweden) 프로그램을 통하여 c3d 파일로 변환 후 Visual 3D (C-motion, USA) 프로그램을 이용하여 변인들을 산출하여 분석하였다. 또한 대상자들의 근 활성도 표준화를 위하여 실험 시작 후 초기 1분간 진행하는 200 watt 저강도 주행 시의 근 활성도를 기준으로 자발적 기준 수축 %RVC (reference voluntary contraction) 방법을 사용하였다.

본 연구에서 사용된 사이클 페달링 시의 이벤트와 구간의 설정은 4개의 시점(Event, E)과 4개의 구간(Phase, P)으로 설정하였고(Figure 3), 각 시점은 사이클의 크랭크 방향이 12시를 0°를 기준으로 하여 시계 방향으로 페달이 위치하는 특정 지점이 선택되었으며, 페달이 30°인 순간이 E1, 페달이 150°인 순간이 E2, 페달이 210°인 순간을 E3, 그리고 페달이 330°인 순간을 E4로 설정하였다. E4~E1을 통과하는 구간을 P1, E1~E2를 통과하는 구간을 P2, E2~E3를 통과하는 구간을 P3, E3~E4를 통과하는 구간을 P4라고 설정하였다(Dorel et al., 2010).

본 연구에서 분석된 변인으로는 운동학적 변인으로는 신체 중심, 가동범위, 각속도이며, 신체 중심의 산출 기준으로는 전역 좌표를 기준으로 고정된 스마트 트레이너에서 사이클 주행 시 대상자의 관절에 부착된 반사 마커의 위치 데이터로 산출하였고, 가동범위와 각속도는 반사 마커에 의해 규명된 하지 분절의 3차원 관절 각을 통해 산출하였다. 운동역학적 변인은 근 활성도와 최대 근활성 시점을 분석하였고 RMS (root mean square)를 통해 산출되었다. 모든 근전도 값은 사이클링 시 200 watt 저강도 주행 시의 자발적 기준 수축 시 수집하였던 근전도 값을 기준으로 정규화하였다.

본 연구에서 사용할 엉덩 관절과 무릎 관절 좌표계의 방향은 x 축은 굴곡(+)/신전(–), y 축은 내전(+)/외전(–), z 축은 내회전(+)/외회전(–)로 정의하고, 발 분절은 x 축 배측 굴곡(+)/저측 굴곡(–)으로 정의하였다.

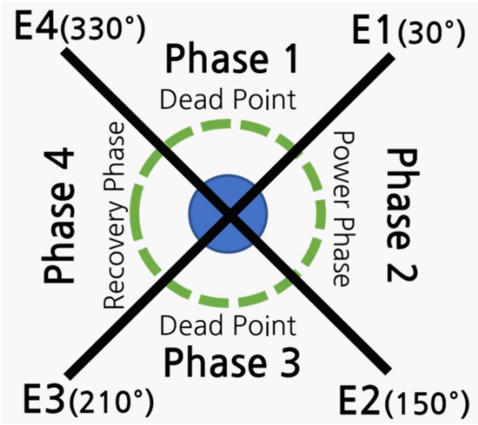

Figure 3. Event & Phase during cycle pedaling

4. 통계처리

본 연구의 결과에 대한 통계 처리는 SPSS 25 (IBM, USA) 프로그램을 사용하여 오르막 경사도에 따른 통계적인 유의성을 확인하기 위하여 반복측정 일원 분산 분석(one-way ANOVA with repeated measure)을 하였으며, 통계적 유의성이 확인되었을 시 사후 검증은 bonferroni로 설정하였다. 또한 본 연구 결과의 모든 변인의 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

RESULTS

연구의 운동역학적 분석 변인들의 결과는 다음과 같으며, 사이클 페달링 시 오르막 경사도에 따른 운동학적 변인 분석 결과는 다음과 같다(Table 1, 2, 3).

1. 사이클 페달링 시 경사도에 따른 신체 중심(COM)의 평균 위치, 가동범위 및 평균 각속도

본 연구 결과에서 사이클 페달링 시 경사도 차이에 따른 신체 중심(COM)의 평균 위치를 살펴보면 좌·우의 움직임에는 유의한 차이가 나타나지 않았으나 경사도가 증가할수록 후방과 상방으로의 차이가 나타났다(p<.05).

다음으로 주동측 하지 관절의 구간별 가동범위를 분석한 결과, 모든 구간에서 무릎 관절에서 많은 차이를 나타냈으며, P1과 P3에서 경사도가 높아질수록 무릎 관절의 가동범위가 증가하였고 P2와 P4 구간에서는 경사도가 높아질수록 무릎 관절의 가동범위가 작아지는 차이를 나타냈다(p<.05). 또한 엉덩 관절은 P1에서 8%, 14%의 경사도가 20%인 경사도보다 가동범위가 크게 나타났으며 P3에서는 오르막 경사가 증가할수록 커지는 결과를 나타냈다(p<.05).

본 연구 결과 사이클 페달링 시 경사도의 차이에 따른 각

Table 1. Average COM position at each climb degree unit: deg

	COM	8%[a]	14%[b]	20%[c]	*F* (*p*)	Post-hoc
COM	X	.64±.01	.64±.01	.65±.01	0.23 (.80)	
	Y	.72±.03	.67±.03	.63±.03	**188.01 (.00*)**	c < b < a
	Z	.99±.02	1.01±.02	1.03±.02	**89.18 (.00*)**	a < b < c

a: 8% of degree of climb, b: 14% of degree of climb, c: 20% degree of climb
*Indicate significant difference among climb degree

Table 2. Average ROM of lower limb joint at each phase unit: deg

Phase	Group	8%[a]	14%[b]	20%[c]	*F* (*p*)	Post-hoc
P1	Hip	6.68±1.83	6.01±1.15	5.48±.93	**9.13 (.02*)**	c < a, b
	Knee	14.03±2.16	15.80±2.31	17.74±2.68	**128.87 (.00*)**	a < b < c
	Ankle	6.63±3.75	7.21±5.3	6.68±4.02	0.22 (.81)	
P2	Hip	42.28±2.45	42.44±2.41	42.83±2.25	0.50 (.61)	
	Knee	66.76±3.07	65.80±3.48	63.75±3.39	**7.79 (.00*)**	c < a
	Ankle	16.70±6.12	17.37±5.98	16.69±5.41	0.87 (.43)	
P3	Hip	5.41±1.63	5.83±1.26	6.47±1.78	**6.47 (.01*)**	a < b < c
	Knee	22.44±4.03	24.97±3.94	27.08±4.12	**34.52 (.00*)**	a < b < c
	Ankle	6.01±3.14	7.67±2.98	6.66±3.57	2.81 (.13)	
P4	Hip	36.05±1.52	36.70±2.74	37.18±1.94	3.12 (.07)	
	Knee	58.44±2.76	56.68±3.74	54.38±3.92	**18.12 (.00*)**	c < b < a
	Ankle	12.40±5.43	11.42±5.05	11.14±4.73	2.24 (.14)	

a: 8% of degree of climb, b: 14% of degree of climb, c: 20% degree of climb
*Indicate significant difference among climb degree

Table 3. Average Velocity of lower limb joint at each phase unit: deg/sec

Phase	Group	8%[a]	14%[b]	20%[c]	*F* (*p*)	Post-hoc
P1	Hip	40.30±27.57	22.49±25.83	8.20±28.96	**58.19 (.00*)**	c < b < a
	Knee	-125.10±19.40	-143.06±20.03	-166.02±22.93	**168.79 (.00*)**	a < b < c
	Ankle	58.32±35.65	61.35±49.64	60.10±39.99	0.05 (.96)	
P2	Hip	-189.79±13.72	-188.16±12.66	-193.25±14.45	1.47 (.26)	
	Knee	-292.89±18.48	-285.06±20.99	-280.48±22.86	**4.91 (.02*)**	c < a
	Ankle	-61.51±37.46	-65.66±32.19	-68.35±28.98	1.88 (.18)	
P3	Hip	15.66±27.47	27.86±25.49	40.02±23.04	**31.14 (.00*)**	a < b < c
	Knee	184.84±27.08	207.27±26.16	229.33±27.33	**54.09 (.00*)**	a < b < c
	Ankle	-21.11±49.24	-14.37±64.7	-5.21±62.67	2.78 (.09)	
P4	Hip	160.09±11.78	160.78±16.03	166.86±15.24	**3.83 (.04*)**	
	Knee	257.56±24.96	246.65±27.52	241.35±30.25	**9.0 (.00*)**	c, b < a
	Ankle	43.9±23.19	43.05±16.96	41.39±19.85	0.27 (.77)	

a: 8% of degree of climb, b: 14% of degree of climb, c: 20% degree of climb
*Indicate significant difference among climb degree

속도 결과를 살펴보면 가동범위의 결과와 비슷한 양상을 나타냈다(p<.05). 페달링 시 P1과 P3에서 경사도가 증가할수록 무릎 관절에서 더 빠른 각속도를 나타냈으며, P2와 P4에서 경사도가 증가할수록 무릎 관절의 각속도가 느리게 나타나는 차이를 보였다(p<.05). 또한 엉덩 관절은 P1에서는 경사도가 증가할수록 각속도가 감소하였으며, P3에서는 증가하였다(p<.05).

Table 4. Average muscle activation of lower limb muscle at each phase unit: %RVC

Phase	Group	8%[a]	14%[b]	20%[c]	*F* (*p*)	Post-hoc
P1	ES	1.07±0.28	1.19±0.35	1.05±0.38	1.61 (.23)	
	VL	1.05±0.26	1.08±0.27	1.11±0.34	0.26 (.80)	
	BF	1.29±0.26	1.36±0.32	1.34±0.43	0.13 (.90)	
	TA	1.20±0.40	1.54±0.62	1.45±0.57	1.03 (.40)	
	MG	1.11±0.26	1.19±0.27	1.12±0.34	0.44 (.65)	
P2	ES	1.37±0.28	1.53±0.45	1.41±0.31	0.53 (.60)	
	VL	1.11±0.27	1.48±0.32	1.46±0.52	**4.53 (.03*)**	a < b
	BF	1.36±0.39	1.38±0.35	1.46±0.42	0.52 (.61)	
	TA	1.19±0.44	1.27±0.49	1.14±0.46	1.01 (.49)	
	MG	1.04±0.21	1.08±0.22	1.05±0.22	0.42 (.71)	
P3	ES	1.22±0.24	1.41±0.39	1.44±0.58	0.92 (.42)	
	VL	1.15±0.19	1.39±0.29	1.36±0.44	2.33 (.13)	
	BF	1.45±0.31	1.59±0.36	1.70±0.39	1.64 (.23)	
	TA	1.37±0.60	1.51±0.70	1.27±0.59	1.38 (.30)	
	MG	0.95±0.10	1.07±0.22	1.09±0.24	4.64 (.05)	
P4	ES	0.89±0.24	1.00±0.38	0.87±0.46	1.11 (.40)	
	VL	1.08±0.21	1.12±0.33	1.07±0.24	0.20 (.82)	
	BF	1.27±0.25	1.31±0.31	1.31±0.25	0.11 (.91)	
	TA	1.25±0.38	1.65±0.99	1.59±1.16	1.25 (.32)	
	MG	1.07±0.16	1.19±0.25	1.07±0.28	1.63 (.23)	

a: 8% of degree of climb, b: 14% of degree of climb, c: 20% degree of climb
ES: elector spinae, VL: vastus lateralis, BF: biceps femoris, TA: tibialis anterior, MG: medial gastrocnemius
*Indicate significant difference among climb degree

Table 5. Peak muscle activation timing of each muscle during pedaling unit: %

Phase	Group	8%[a]	14%[b]	20%[c]	*F* (*p*)	Post-hoc
360°	ES	38.36±11.63	40.07±11.14	51.29±14.04	3.01 (.07)	
	VL	63.09±3.65	61.13±3.97	61.19±3.32	**5.91 (.01*)**	b < a
	BF	88.50±8.93	68.90±12.77	66.65±12.18	**10.4 (.00*)**	b, c < a
	TA	38.25±10.70	41.19±10.05	38.05±9.59	0.49 (.62)	
	MG	57.88±19.59	70.58±16.09	73.38±19.43	**4.78 (.02*)**	a < c

a: 8% of degree of climb, b: 14% of degree of climb, c: 20% degree of climb
ES: elector spinae, VL: vastus lateralis, BF: biceps femoris, TA: tibialis anterior, MG: medial gastrocnemius
*Indicate significant difference among climb degree

2. 사이클 페달링 시 경사도에 따른 하지 주요 근육의 구간별 평균 근 활성도 및 최대 활성 시점

사이클 페달링 시 오르막 경사도에 따른 운동역학적 변인 분석 결과는 다음과 같다(Table 4, 5).

주동측 하지 관절의 구간별 근 활성도를 분석한 결과 P2에서 외측 광근의 근 활성도가 8% 경사도보다 14% 경사도에서 더 큰 활성도가 나타났다(p<.05). 또한 사이클 페달링 시 취득된 전체 근 활성도를 살펴보면 통계적으로 유의한 차이가 나타나지는 않았으나, 경사도가 증가할수록 근 활성도가 높게 나타나는 경향을 보였다.

사이클 페달링 시 오르막 경사도에 따른 주동측 하지 근육의 최대 활성 시점을 분석한 결과, 외측 광근과 대퇴 이두근에서 경사도가 증가함에 따라 근육의 최대 활성 시점이 빨라지는 차이가 나타났으며(p<.05), 반대로 내측 비복근은 경사도가 증가함에 따라 최대 활성 시점이 늦어지는 결과가 나타났다(p<.05).

DISCUSSION

도로 사이클은 다양한 코스가 혼합된 운동으로 오르막, 내리막 그리고 평지 코스에서 높고 낮은 속도를 제어하며 즐기는 운동이다. 라이더는 평지 구간에서는 그룹 내에서 공기역학적 조건을 극대화해야 하고, 산악 구간에서는 에너지 절약에 집중해야 한다(Vogt et al., 2007). 도로 사이클링의 성공적인 전략은 주로 평탄한 지형을 혼자 주파하는 독주 능력과 높은 산악지형을 통과하는 산악 주행 능력으로 나누어진다(Antón et al., 2007). 매년 열리는 도로 사이클 투어 시합 중 23일간 진행이 되는 3대 그랜드 투어인 '투르드 프랑스', '지로디 이탈리아', '부엘타 에스파냐'에서도 선수들 간의 순위가 변동되는 구간은 산악 구간이다(Rodríguez-Marroyo, García-Lopez, Villa & Córdova, 2008).

이렇듯 본 연구는 오르막 경사도에 따른 하지 움직임의 정량적인 데이터 제공과 사이클 라이더의 운동 수행 능력 향상에 도움을 줄 수 있는 운동역학적 분석은 매우 의미 있는 연구이다.

사이클 페달링 시 경사도 차이에 따른 신체 중심(COM)의 평균 위치를 살펴본 결과, 경사도가 증가함에 따라 신체 중심 또한 후방과 상방으로 위치가 변화하였으며(Table 1), 이는 앞바퀴의 들림과 함께 계속되는 중력의 영향으로 판단되며, 따라서 경사가 올라갈수록 신체 중심의 위치가 후방으로 이동하지 않을 것이라는 첫 번째 가설은 기각되었다. 이것은 대상자가 엘리트 선수가 아닌 동호인이라는 점을 고려하여 신체 중심의 조절 능력이 부족한 것으로 판단된다. 또한, 오르막 주행 시 앞바퀴가 들리는 것에 대한 방지와 신체 중심의 후방 이동을 방지하기 위해서는 동호인의 사이클링 시 신체 중심의 이동에 대한 인지와 함께 사이클링이 이루어져야 한다고 생각한다(Fonda et al., 2011; Fonda & Šarabon, 2012).

본 연구에서 나타난 오르막 경사도 차이에 따른 하지 관절의 가동범위와 각속도 분석 결과, 발목 관절을 제외하고 엉덩 관절과 무릎 관절에서 유의한 차이가 나타났다(Table 2, 3). 이것은 오르막 경사 주행과 평지 주행 패턴이 다르며, 오르막 경사가 증가할수록 발현된 파워를 페달에 전달하는 것보다 파워 발현에 더욱 집중한 것으로 판단된다. 사이클 페달링 시 엉덩 관절과 무릎 관절은 파워를 만들고, 발목 관절은 만들어진 파워를 페달에 전달하는 역할을 한다는 선행연구와 일치하는 결과를 보이며(Mornieux, Guenette, Sheel & Sanderson, 2007; Bini, Diefenthaeler & Mota, 2010), 이에 따라 오르막 경사도의 변화에 따라 엉덩 관절과 무릎 관절의 운동학적 차이가 나타날 것이라는 두 번째 가설은 채택되었다. 그리고 본 연구에서는 운동역학적 관점에서 더욱 심도 있고 의미 있는 분석을 위하여 P1과 P3의 구간을 분석에 추가하였다.

이 구간은 페달링의 효율성에 가장 큰 영향을 주는 구간으로 단순히 하지 관절을 굴곡, 신전시키는 P2와 P4와는 다르게 신전에서 굴곡, 굴곡에서 신전으로 전환(transition)되는 구간으로써(Duc, Puel, Jarlot & Bertucci, 2015), 이 구간은 사점(dead point) 구간이라고 표현한다.

이에 따라 사이클 페달링 전 구간을 분석했을 시 P2와 P4에서는 경사도가 증가할수록 가동범위와 각속도가 감소하는 결과가 나타났고, P1과 P3에서는 P2와 P4와는 상반된 결과인 가동범위와 각속도가 증가하는 결과를 보였다. Power phase인 P2에서의 가동범위와 각속도 감소는 경사도의 증가와 함께 커지는 중력의 부하를 대응하기 위하여 더 높은 강도의 페달링이 이루어졌으며, 이는 Fonda & Sarabon (2010)이 보고한 사이클링 강도가 높아짐에 따라 무릎 관절의 신전이 감소하여 가동범위에 영향을 주었던 결과와 일치하는 것으로 본 연구 또한 경사도의 증가와 함께 P2에서 무릎 관절의 가동범위가 감소하는 결과를 보였다. 그리고 P2와 P4에서의 각속도 감소는 사후 검증 결과 8%와 20%에서 차이가 나타났다(Table 3). P2와 P4에서 각속도 감소폭은 P1과 P3에서의 각속도 증가폭과 비교하였을 시 매우 작은 폭이라고 판단되며, 이는 운동 수행 능력의 감소가 아닌 페달링의 기계적 효율의 감소라고 판단된다. P1과 P3에서의 가동범위와 각속도 증가는 오르막 경사 변화로 인한 신체 중심의 후방 이동과 함께 높은 강도의 페달링에 따른 P2, P4에서 감소한 무릎 가동범위와 각속도를 극복하기 위한 노력과 높아지는 경사도에 따라 더 높은 페달 반력을 극복하기 위한 것으로 판단되며(Bini et al., 2010), 엉덩 관절의 P1과 P3에서 다른 결과는 경사도가 증가함에 따라 P2에서 강한 다운스트로크를 위한 준비단계라고 생각된다.

오르막 경사도의 차이에 따른 사이클 페달링 시 주동근의 활성도 차이는 P2의 외측 광근에서 8%와 14%에서 차이를 나타냈다(Table 4). 이는 오르막 주행은 하지에서 더 긴 시간의 신경근 활동과 더 높은 규모의 활성화와 함께 중요한 생체역학 및 생리학적 변화가 발생하였다고 보고된 선행연구와 비슷한 결과를 보였으며(Arkesteijn, Jobson, Hopker & Passfield, 2013; Sarabon, Fonda & Markovic, 2012), 이에 따라 오르막 경사도 변화에 따라 근 활성도가 변화할 것이라는 본 연구의 세 번째 가설이 채택되었다. 그러나 본 연구의 결과는 과거의 선행연구와는 조금은 다른 결과를 나타냈는데, 다섯 개의 근전도 채널 중 오직 외측 광근 8%와 14%에서만 유의한 차이가 났을 뿐 외측 광근을 제외한 주동근에서는 경사도 증가에 따른 증가하는 근 활성도의 경향치만 나타났다. 본 실험이 끝난 후 직후 모든 대상자와의 인터뷰 결과, 실험 중 경사도가 증가할수록 외측 광근과 전경골근에서의 강한 부하, 실험 직후 강한 피로를 느꼈다고 언급하였다. 그러나 이런 경향치만 나타난 것에 대해서는 이는 실험 강도가 대상자의 체중 당 5.5~6 watt로써, 일반인을 대상으로 진행하기에는 매우 높은 강도이기는 하지만 경사도가 변화하여도 강도는 고정으로 주행하였기 때문에 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 해석되며, 또한 14%와 20%의 차이는 매우 작게 나타났다. 이는 20%의 경사도가 일반적으로 우리나라에서 경험하기 힘든 오르막 경사이고, 본 실험 중에도 20% 경사도의 경우 적응하는데 어려움이 있다는 대상자들의 의견이 있었던 것으로 보아 측정 중 집중도가 낮았을 것으로 판단된다.

오르막 경사도의 차이에 따른 하지 근육의 최대 활성 시점을 분석한 결과, 외측 광근과 대퇴 이두근 그리고 내측 비복근에서 경사도가 증가함에 따라 근육의 활성 시점의 변화된 차이가 나타났다(Table 5). 이는 본 실험에서 경사가 증가함에 따라 라이더가 더 효과적인 페달링을 위하여 최대 근 활성 시점에서 변화가 일어난 것으로(Duc, Bertucci, Pernin & Grappe, 2008; Fonda et al., 2011; Sarabon et al., 2012) 판단되며, 본 실험의 네 번째 가설인 오르막 경사의 변화와 함께 근육의 활성 시점이 변할 것이라는 가설이 채택되었다. 이것은 계속해서 후방으로 이동하는 무게 중심 제어와 함께 감소하는 기계적 효과를 높이기 위한 것이며, 사이클을 앞으로 추진 시, 가장 큰 파워를 만들어 내는 외측 광근은 경사도가 증가할수록 최대 활성 시점이 빠르게 나타났다. 이는 감소하는 페달링의 기계적 효과를 높이고 크랭크와 수직에 가까이 페달링을 하기 위하여 더 빠르게 활성화 된 것으로 판단된다(Jacobs, Bobbert & van Ingen Schenau, 1993). 대퇴 이두근은 사이클 페달링 시 엉덩 관절 신전과 무릎 관절 굴곡근으로 하지를 조절하는 기능을 하는데, 경사도가 증가할수록 페달링의 올바른 궤적을 위한 무릎 관절 굴곡에서 사이클을 추진하기 위한 파워 발현을 위한 엉덩 관절의 신전 역할로 패턴이 변한 것으로 해석되며, 이것은 경사도의 증가로 인해 사이클 페달링 시 더 강한 다운 스트로크를 위하여 빠른 활성이 이루어진 것으로 판단된다(So, Ng & Ng, 2005). 마지막으로 내측 비복근은 다운 스트로크 시 발목 관절의 안정화 기능과 업 스트로크 시 무릎 관절 굴곡을 보조하는 역할을 한다고 보고되었지만(Burke, 2002), 경사도가 증가함에 따라 내측 비복근은 발목 관절의 안정화 기능에서 무릎 관절 굴곡 기능으로 패턴이 변화하였으며, 이것은 계속해서 후방으로 이동하려는 무게 중심을 유지하기 위함으로 P4에서 더 강하게 무릎 굴곡의 활성 패턴을 보인 것으로 판단된다.

CONCLUSION

본 연구는 사이클 페달링 시 오르막 경사도에 따른 운동역학적 차이를 확인하였다. 연구 결과 오르막 경사도가 증가함에 따라 대상자의 무게 중심은 후방으로 이동하였으며, P1과 P3에서의 가동범위와 각속도가 더 크고 높게 나타났다. 이는 신장 단축 주기가 빨라짐을 의미하며 외측 광근의 사용이 더 큰 것을 확인하였다. 이는 평지 주행보다 오르막 주행이 더 빨리 피로해지고 더 느린 이유를 보여주었다. 그리고 근 활성도에서는 8%와 14%의 경사도 차이에 비해 14%와 20% 사이의 차이는 크게 나타나지 않았다. 오르막 주행 시 라이더는 경사도가 증가함에 따라 가장 많은 파워를 전달하는 P2에서 페달을 수직 방향으로 더욱 길게 밟음으로 운동 수행 능력의 향상을 도울 수 있으며, 오르막 주행 시 본 연구 결과의 패턴을 인지하여 사이클 주행에 임했을 시 운동 수행 능력의 향상을 도울 수 있을 것으로 판단된다. 본 연구의 제한점으로는 높은 실험 강도로 인하여 피험자들의 크랭크 길이와 클릿 슈즈의 클릿 위치에 대하여 통제를 하지 않았다. 이에 따라 후속 연구에서는 오르막 경사의 변화와 크랭크 길이, 그리고 클릿의 위치 변화를 주어 주행 중 신체 분절들의 운동역학적인 분석을 하고자 한다. 또한 변인들의 상호작용의 유·무를 확인하여 오르막 주행 시 라이더의 운동 수행 능력에 영향을 미치는 요소들의 정보를 정량화하여 라이더의 운동 수행 능력 향상에 기여될 것으로 예상된다.

REFERENCES

Antón, M. M., Izquierdo, M., Ibanez, J., Asiain, X., Mendiguchía, J. & Gorostiaga, E. M. (2007). Flat and uphill climb time trial performance prediction in elite amateur cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, *28*(04), 306-313.

Arkesteijn, M., Jobson, S. A., Hopker, J. & Passfield, L. (2013). Effect of gradient on cycling gross efficiency and technique. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *45*(5),

920-926.

Bini, R. R., Diefenthaeler, F. & Mota, C. B. (2010). Fatigue effects on the coordinative pattern during cycling: Kinetics and kinematics evaluation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *20*(1), 102-107.

Bini, R., Hume, P. A. & Croft, J. L. (2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sports Medicine*, *41*, 463-476.

Bini, R. R., Senger, D., Lanferdini, F. & Lopes, A. L. (2012). Joint kinematics assessment during cycling incremental test to exhaustion. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(2), 99-105.

Brown, D. A., Kautz, S. A. & Dairaghi, C. A. (1996). Muscle activity patterns altered during pedaling at different body orientations. *Journal of Biomechanics*, *29*(10), 1349-1356.

Burke, E. R. (2002). *Serious cycling*. Human Kinetics.

Caldwell, G. E., Li, L., McCole, S. D. & Hagberg, J. M. (1998). Pedal and crank kinetics in uphill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, *14*(3), 245-259.

Chun-Kai, T., Hsiu-Chen, L., Ching H., Kai-Cheng, L. & Yi-Fen, S. (2018). Effects of different pedaling positions by dynamic-fitting on muscle fatigue and energy expenditure in amateur cyclists. *ISBS Proceedings Archive*, *36*(1), 220.

da Silva, J. C. L., Tarassova, O., Ekblom, M. M., Andersson, E., Rönquist, G. & Arndt, A. (2016). Quadriceps and hamstring muscle activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, *116*, 1807-1817.

Dorel, S., Couturier, A. & Hug, F. (2008). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(5), 857-865.

Dorel, S., Couturier, A. & Hug, F. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *19*(1), 44-54.

Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J. R., Vandewalle, H., Hautier, C. & Hug, F. (2010). Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *42*(6), 1174-1183.

Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J. N. & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *18*(1), 116-127.

Duc, S., Puel, F., Jarlot, B. & Bertucci, W. (2015). Effect of non-circular o-symetric chainring on muscular activation during steady-state pedalling. In *ISBS-Conference Proceedings Archive*.

Fonda, B., Panjan, A., Markovic, G. & Sarabon, N. (2011). Adjusted saddle position counteracts the modified muscle activation patterns during uphill cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *21*(5), 854-860.

Fonda, B. & Šarabon, N. (2012). Biomechanics and energetics of uphill cycling: A review. *Kinesiology*, *44*(1), 5-17.

Fonda, B. & Sarabon, N. (2010). Biomechanics of cycling. *Sport Science Review*, *19*(1-2), 187.

Hamar, D., Gažovič, O. & Schickhofer P. (1994). Izokinetický bicyklový ergometer–uplatnenie vo funkčnej diagnostike a rehabilitácii. *Slovenský Lekár*, *4*(6/7), 41-44.

Hug, F., Bendahan, D., Le Fur, Y., Cozzone, P. J. & Grelot, L. (2004). Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *European Journal of Applied Physiology*, *92*, 334-342.

Jacobs, R., Bobbert, M. F. & van Ingen Schenau, G. J. (1993). Function of mono-and biarticular muscles in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *25*(10), 1163-1173.

Jorge, M. & Hull, M. L. (1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling. *Journal of Biomechanics*, *19*(9), 683-694.

Karas, J. (2012). Assessment of pedalling techniques on a bicycle depending on intensity of training load. *PUBLICATIO LII/I*, 41.

Lee, G. H., Kim, J. J., Kang, S. S., Hong, A. R. & So, J. M. (2016). Comparison of Biomechanical Characteristics for the Skill Level in Cycle Pedaling. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *26*(1), 11-20.

Li, L. & Caldwell, G. E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal of Applied Physiology*, *85*(3), 927-934.

Mornieux, G., Guenette, J. A., Sheel, A. W. & Sanderson, D. J. (2007). Influence of cadence, power output and hypoxia on the joint moment distribution during cycling. *European Journal of Applied Physiology*, *102*, 11-18.

Pilissy, T., Pad, K., Fazekas, G., Horvath, M., Stefanik, G. & Laczko, J. (2007). The role of ankle-joint during cycling movement task. *International Journal of Rehabilitation Research*, *30*, 58.

Richard Davison, R. C., Swan, D., Coleman, D. & Bird, S. (2000).

Correlates of simulated hill climb cycling performance. *Journal of Sports Sciences*, *18*(2), 105-110.

Rodríguez-Marroyo, J. A., García-Lopez, J., Villa, J. G. & Córdova, A. (2008). Adaptation of pedaling rate of professional cyclist in mountain passes. *European Journal of Applied Physiology*, *103*, 515-522.

Ryan, M. M. & Gregor, R. J. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *2*(2), 69-80.

Sanner, W. H. & O'Halloran, W. D. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *90*(7), 354-376.

Sarabon, N., Fonda, B. & Markovic, G. (2012). Change of muscle activation patterns in uphill cycling of varying slope. *European Journal of Applied Physiology*, *112*, 2615-2623.

So, R. C., Ng, J. K. F. & Ng, G. Y. (2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*, *6*(2), 89-96.

Stein, B. T. (2012). Kinematics and Muscle Activation Patterns During Simulated Uphill Pedaling on an Indoor Cycle Ergometer.

Too, D. & Landwer, C. (2004). The biomechanics of force and power production in human powered vehicles. *Human Power*, 3-6.

Turpin, N. A. & Watier, B. (2020). Cycling biomechanics and its relationship to performance. *Applied Sciences*, *10*(12), 4112.

Vogt, S., Schumacher, Y. O., Blum, A., Roecker, K., Dickhuth, H. H., Schmid, A. & Heinrich, L. (2007). Cycling power output produced during flat and mountain stages in the Giro d'Italia: a case study. *Journal of Sports Sciences*, 25(12), 1299-1305.