

사이클 페달링 시 안장높이에 따른 하지관절 각도와 근육활성화의 상관관계

서정우¹ · 최진승¹ · 강동원¹ · 배재혁¹ · 탁계래^{2, 3}

¹ 건국대학교 일반대학원 의학공학과 · ² 건국대학교 의료생명대학 의학공학부 · ³ 건국대학교 의공학실용기술연구소

Relationship between Lower-Limb Joint Angle and Muscle Activity due to Saddle Height during Cycle Pedaling

Jeong-Woo Seo¹ · Jin-Seung Choi¹ · Dong-Won Kang¹ · Jae-Hyuk Bae¹ · Gye-Rae Tack^{2, 3}

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University, Chungju, Korea

²Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

³Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

Received 22 June 2012; Received in revised form 15 July 2012; Accepted 14 September 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effects of different saddle heights on lower-limb joint angle and muscle activity. Six elite cyclists(age: 32.2±5.2 years, height: 171.0±3.5 cm, weight: 79.7±5.6 kg, cycle career: 13±6.2 years) participated in three min. submaximal(90 rpm) pedaling tests with the same load and cadence based on saddle heights where subject's saddle height was determined by his knee flexion angle when the pedal crank was at the 6 o'clock position. Joint angles(hip, knee, ankle joints) and the activity of lower limb muscles(biceps femoris(BF), vastus lateralis(VL), tibialis anterior(TA) and gastrocnemius medial(GM)) were compared by measuring 3D motion and electromyography(EMG) data. Results showed that there were significant differences in minimum hip & knee joint angle and range of motion of hip and knee joint between saddle heights. Onset timing and integrated EMG of only BF among 4 muscles were significantly different between saddle heights. Especially there was a negative relationship between minimum hip joint angle and onset timing of BF in most subject, which means that onset timing of BF became fast as the degree of bending of the hip joint became larger by saddle height. Optimal pedaling will be possible through increased amount of muscle activation due to the appropriate burst onset timing by proper pedaling posture with adjusted saddle height.

Keywords : Pedaling, Saddle Height, Joint Angle, On-set Timing, Integrated EMG, Correlation Coefficient

I. 서 론

사이클은 사람의 힘으로 자전거를 움직여 서로 경쟁하는 스포츠이다. 속도를 경쟁하는 단거리 종목에서는 짧은 시간 내에 최대의 힘을 내야하며, 장거리 종목에서는 적절한 힘을 꾸준히 낼 수 있는 효율적인 페달링이 필요하다. 페달에 가해지는

힘은 크랭크에 전달되고 그 힘이 크랭크의 저항과 관성을 극복하며 에너지로 전환된다(Raasch, 1997). 페달링 시 발생하는 에너지는 최적의 운동수행과 관련이 있으며 페달에 전달되는 힘의 효율적인 사용이 중요하다. 이를 위해 자전거 프레임의 사이즈와 각도, 안장높이 및 핸들의 위치를 조정하는 피팅(fitting)이 사용된다. 피팅은 신체 사이즈에 적합한 페달링 자세를 제시하여, 효율적인 근육 사용과 최적의 움직임을 유도하여 최상의 페달링 수행에 도움을 줄 수 있다. 또한, 잘못된 자전거 프레임 사이즈나 안장높이의 선택으로 발생할 수 있는 신체의 통증 및 부상을 예방할 수도 있다(De vey Mestdagh, 1998).

피팅의 다양한 변인들 중 안장높이 조절은 작은 변화만으로

Corresponding Author : Gye-Rae Tack
Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science,
Konkuk University, 322 Danwol-dong, Chungju-si, Chungcheongbuk-do, Korea
Tel : +82-43-840-3762 / Fax : +82-43-851-0620

E-mail : grtack@kku.ac.kr

위 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금과 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아(No. 2012-009158) 연구되었습니다.

도 하지의 관절 각도와 근육의 활성화 패턴을 변화시킬 수 있는 중요한 변인이다. 또, 무릎 관절의 과도한 굴곡과 신전 시 무릎 부상을 야기하는 대퇴사두근(Asplund & Pierre, 2004)과 페달링 파워 증진에 관계된 대퇴이두근(Hug, 2006)의 상대적인 활성화 양을 변화시켜 부상위험을 줄이고 경기력 향상에 직접적으로 도움을 줄 수 있다(Holmes, 1994; Peveler, 2008).

안장높이 변화에 따른 다양한 선행연구에 따르면, Ericson (1986)은 안장높이가 대퇴사두근과 햄스트링의 활성화에는 영향을 주지 않는다고 주장하였으나, 이와 반대로 Jorge와 Hull (1986)은 안장높이가 낮아질수록 대퇴사두근의 활성화 양은 증가한다고 주장하였다. Gregor(1991)는 안장높이가 낮아질수록 다리 전체근육의 활성화가 감소함을 확인하였으며, MacAuley (1995)는 안장높이와 근육 활성화의 상관관계 연구에서 안장높이가 다리 길이의 95%와 동일할 때 대퇴직근(Rectus femoris)의 활성화가 증가함을 확인하였다. Park(2011)은 안장이 비교적 높은 무릎 관절 최대 신전각도 180도 보다 상대적으로 낮은 120도의 자세에서 산소소모량이 증가하였고, 이는 근육의 활성화가 증가하는 것에 영향을 받는 것이라 주장하였고, Ryu(2001)의 경우 안장높이에 따른 무릎 관절의 각속도를 살펴본 연구에서 평균안장의 높이에서 약간 낮은 안장높이를 선택하면 장거리 주행 시 좀 더 적은 체력적 소모와 경기력 향상이 가능하다고 주장하였다.

이러한 선행연구로부터 안장높이 조절에 의해 변화된 관절의 각도와 이에 따른 근육의 활성화 패턴이 페달링 수행에 미치는 영향을 살펴보는 것은 중요하며(So, 2005), 효율적인 페달링의 수행 여부를 평가하기 위해 페달링 파워와 관련된 근육의 활성화 구간 및 양의 변화를 확인할 필요성이 제기된다. 특히 근육 활성화 구간의 경우, 활성화 시작시점(On-set timing)은 최대 활성화 시점 및 종료시점의 변화에 밀접한 영향을 미치게 되므로 중요한 변인이라 할 수 있다(Baum, 2003).

대부분의 선행연구에서 안장높이를 나타내는 기준은 절대적 혹은 상대적으로 사용되어 왔으나, 최근에 탑승자의 하지분절 길이와 대퇴, 하퇴의 비율의 개인차와 상관없이 동일한 기준으로 적용이 가능한 무릎 각도 방법이 이용되고 있다(Peveler,2005; Bini, 2011). Holmes(1994)는 페달의 중심이 크랭크를 기준으로 가장 낮은 위치에 있을 때의 무릎 각도 25도에서 35도가 부상 방지를 위한 적절한 범위라고 보고하였으며, Peveler (2008, 2011)는 이러한 무릎 각도 범위에서 산소소비량이 낮고 최대 파워를 발휘할 수 있다고 보고하였다.

이에 본 연구에서는 선행연구에서 제시한 적절한 안장높이 조건인 무릎 각도 방법의 각도 범위 중에서 운동학적 변화량의 차이가 가장 큰 25도와 35도를 이용해 안장높이를 설정하고, 이를 이용한 최대하(submaximal) 속도 페달링 시 관절의 최소각도(최대 굴곡각도)와 가동범위, 근육의 활성화 시작 시점, 근육 활성화 양을 비교하고, 변인 간의 상관관계를 살펴보았다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 피험자는 국민체육진흥공단 경주사업본부에 경륜선수로 등록되어있는 엘리트 선수 6명 (나이 : 32.2 ±5.2 year, 신장:171.0 ± 3.5 cm, 체중 : 79.7 ± 5.6 kg, 사이클 경력 : 13 ± 6.2 year)으로 하였다. 피험자는 최근 부상이나 근골격계 이상이 없고 정상적인 사이클 주행이 가능한 조건 내에서 선정하였다. 피험자의 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Subject characteristics

subject	Age	Height (cm)	Weight (kg)	Inseam (cm)	Thigh (cm)	Tibia (cm)
1	32	173.0	81.7	82.0	62.0	41.0
2	30	174.5	76.1	82.5	59.0	40.0
3	32	168.4	72.7	75.6	60.0	39.0
4	41	169.5	80.8	78.2	61.9	40.0
5	33	174.5	89.1	79.7	61.5	38.5
6	25	166.0	78.0	75.8	60.2	39.2
Mean	32.2	171.0	79.7	79.0	60.8	39.6
SD	±5.2	±3.5	±5.6	±3.0	±1.2	±0.9

Note. Inseam; the length from ischium to floor during upright standing position

2. 실험 장비

모든 페달링 실험은 안장높이의 조절이 가능한 고정형 사이클에서 수행되었다(Figure 1). 이는 실제 사이클과 동일하게 페달링 수행이 가능하며, 안장높이를 제외한 프레임 사이즈 조절 변인들은 피험자가 실제 사용하고 있는 사이클의 사이즈와 동일하게 적용하였다. 3분간의 실험에서 모든 피험자가 동일한 속도인 90 rpm 유지하기 위해 Tacx사의 I Magic trainers 프로그램 램을 이용하였고, 페달 파워를 측정하기 위해 SRM(Schoberer Rad Messtechnik, Germany)을 사용하였다. 동작데이터 획득을 위해 적외선카메라 6대로 구성된 3차원 동작분석시스템(Motion



Figure 1. Fixed cycle machine

Analysis system corp., USA)을 사용하였고, Plug-in set으로 반사 마커를 부착하였다(Figure 2).



Figure 2. Motion capture marker set

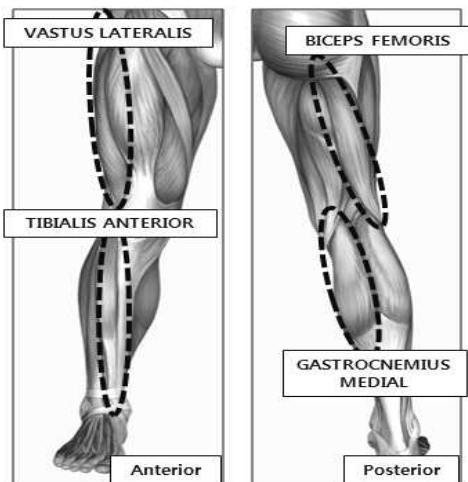


Figure 3. Electrode placements

페달의 정확한 위치를 확인하기 위해 크랭크와 페달의 중심에 마커를 부착하였다. 근육의 활성화를 측정하기 위해 근전도 측정시스템(trigno wireless EMG systems, DELSYS, USA)을 사용하였으며, 페달링 수행 시 활성화되는 우측 하지의 근육 중, 페달을 뒤로 당기는 힘을 앞으로 미는 힘으로 전환시키기 위한 외측광근(vastus lateralis muscle, VL), 페달을 앞으로 미는 힘을 내는 대퇴이두근(biceps femoris muscle, BF)과 내측비복근(gastrocnemius medial muscle, GM), 페달을 뒤로 당기는 힘을 내는 전경골근(tibialis anterior muscle, TA)의 근전도를 측정하였다(Figure 3). 근전도 전극의 부착 부위는 전극 부착 이전에 면도 후 소독하였다. 3차원 동작분석시스템과 근전도 측정시스템은 동기화하였으며, 각각 샘플링 주파수 120 Hz, 1200 Hz로 데이터를 획득하였다.

3. 실험 절차

모든 피험자는 실험 전 충분한 스트레칭과 준비운동을 실시하고 실험동의서를 작성하였다. 피험자들의 하지 분절 길이와 대퇴부와 하퇴부의 비율이 다르므로 무릎 각도를 기준으로 안장높이를 정의하였다(Bini, 2011). 안장높이는 무릎 각도 25도를 안장높이가 높은 경우(high), 무릎 각도 35도를 낮은 경우(Low)로 지정하였다. 무릎의 각도는 사이클의 측면에서 바라보는 시상면(sagittal plane)에서 페달 암(pedal arm)이 가장 낮은 위치인 6시 방향에 고정된 후 측정하였다. 피험자의 상체자세를 통제하기 위해 고정형 사이클에 여러 번 적응 훈련 후 가장 편안한 자세로 모든 피험자가 동일하게 하였다. 실험에 앞서 충분한 휴식을 취하였고, 각 실험 사이에는 실험 후 상승된 심박수(heart rate)가 실험 전 안정된 상태의 심박수와 동일해지기에 충분한 시간인 15분의 휴식을 취하였다. 본 실험에서는 안장높이별 3분간 2회씩 90 rpm의 페달링을 수행하였다. 3분간의 90 rpm 페달링에서 전, 후의 30초 구간을 제외한 2분간의 평균과위에서 유의한 차이가 나타나지 않는 동일한 조건임을 확인하였다(Table 2).

Table 2. Mean power & significant difference

saddle height	Mean power ± SD (w)	significant difference
Low	137.14±20.30	.351
High	130.90±16.25	

* p<.05

4. 자료 분석

총 3분간의 페달링 수행 시 동작데이터와 근전도 데이터에서 전, 후의 30초 구간을 제외하고 페달링을 안정적으로 수행하는 2분간의 데이터를 분석에 사용하였다. 모든 동작데이터는 잡음을 제거하기 위해 차단주파수 10 Hz로 2차 0지연 Butterworth filter를 사용하였다. 근전도 데이터는 잡음을 제거하기 위해 4차 0지연 Butterworth filter를 이용하여 15-500 Hz bandpass로 필터링하였으며, 전과정류(full wave rectification)를 실시하고 40 ms의 평균을 이용하여 평활화(smoothing) 하였다(Albertus-kajee, 2010).

1) 운동학적 분석

페달링 시 관절의 최소각도(minimum angle)와 가동범위(range of motion, ROM)를 구하였다. 모든 관절의 각도는 시상면으로 고려하였고, 크랭크를 회전하는 페달 암의 각도가 가장 높은 위치를 0도(상사점, top dead center, TDC), 가장 낮은 위치를 180도(하사점, bottom dead center, BDC)로 정의하고, 이를 기준으로 페달의 위치를 확인하였다. 관절의 최소각도의 경우 고관절과 발목관절은 최대 굴곡된 각도, 무릎관절은 최대로 신전된 각도로 정의하였다. 또한 관절이 최대 굴곡된 각도에서 최대

신전된 각도의 차이를 가동범위로 정의하였다. 본 연구에서 정의한 관절 각도 및 상사점, 하사점은 <Figure 4>와 같다.

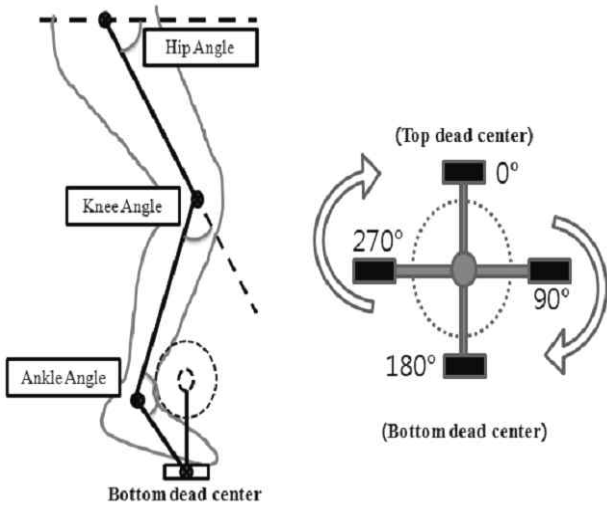


Figure 4. Definition of joint angle & TDC, BDC

2) 근전도 분석

페달링 시 근육의 On-set timing(근육 활성화 시작시점)과 iEMG (intergrated EMG)를 구하였다. 근육별 표준화(normalization) 작업을 위해 안장높이별 최대 페달링을 수행하여 각 근육별로 획득된 최대값을 최대 근수축력(즉 100%)으로 지정하는 방법을 사용하였다(Albertus, 2010). 근전도 신호의 최대값과 최소값을 뺀 값의 20%를 한계치(threshold)로 설정하여(Baum, 2003; Dorel, 2009) 그 이상이 되는 시점을 On-set timing으로 하였고, 이후 20% 미만으로 내려오는 시점을 Off-set timing(근육 활성화 종료시점)으로 정의하였다. 또한, 근전도 신호 전체의 합에서 On-set timing과 Off-set timing 사이의 근육 활성화 구간을 iEMG로 정의하였다(Figure 5).

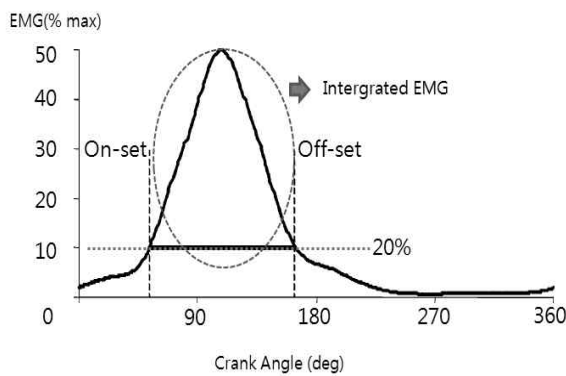


Figure 5. Definition of iEMG & On-set, Off-set

5. 통계 처리

안장높이에 따른 관절 각도 및 근전도 신호의 유의차를 확인하기 위해 SPSS 19.0을 사용하여 paired t-test를 수행하였으며,

유의차가 발생한 변인 간의 상관관계를 확인하기 위해 Pearson 상관계수를 이용하였다. 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 운동학적 결과

안장높이에 따른 각 관절의 최소각도와 가동범위 결과(전체 피험자 평균±표준편차) 및 통계결과는 <Table 3>과 같다. 관절의 최소각도에서 고관절과 무릎관절에서 유의한 차이가 나타났다. 관절의 가동범위 결과에서, 고관절과 무릎관절에서 유의한 차이가 나타났다. 발목관절의 경우 최소각도, 가동범위 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다. 관절의 평균 각도 변화는 <Figure 6>와 같다.

Table 3. Significant difference of joint angle between saddle height (unit: mean±SD, deg)

		Low	High	p-value
Hip joint angle	min angle	29.74±2.61	32.67±2.26	.000*
	ROM	38.84±1.43	40.29±1.46	.003*
Knee joint angle	min angle	34.65±1.48	25.99±1.64	.007*
	ROM	68.57±2.06	73.31±2.37	.000*
Ankle joint angle	min angle	88.37±9.53	88.08±9.10	.428
	ROM	18.54±4.18	21.91±4.35	.058

Note. min angle : maximal flexion angle of hip & ankle joint, maximal extension of knee joint.

ROM : difference between maximal flexion and extension. * $p<.05$

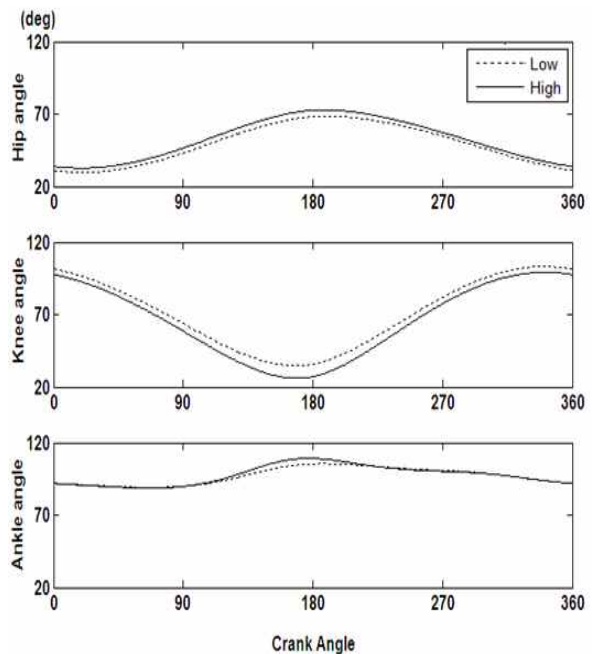


Figure 6. Mean ensemble curves of angle for each joint (Low: knee angle 35°, High: Knee angle 25°)

2. 근전도(EMG) 결과

안장높이에 따른 근전도 신호에서의 On-set timing과 iEMG 결과(전체 피험자 평균±표준편차) 및 통계결과는 <Table 4>와 같다. 근육의 On-set timing과 iEMG 모두 대퇴이두근에서만 유의한 차이가 나타났고 다른 근육들에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 각 근육의 평균 근전도 변화는 <Figure 7>과 같다.

Table 4. Results of muscle activity & significant difference between saddle height (unit: mean±SD)

		Low	High	p-value
On-set timing (deg)	BF	101.83±12.62	96.67±13.22	.014*
	VL	359.00±13.43	359.67±12.03	.530
	GM	93.83±22.90	98.67±18.07	.663
	TA	290.83±19.57	291.83±16.22	.454
iEMG (mV)	BF	10.17±2.97	11.33±3.01	.011*
	VL	10.77±3.12	10.44±3.05	.919
	GM	12.82±3.90	12.79±3.82	.488
	TA	9.02±4.17	9.16±4.05	.882

Note. * p<.05, BF : Biceps femoris, VL: Vastus lateralis, GM : Gastrocnemius medial, TA: Tibialis anterior

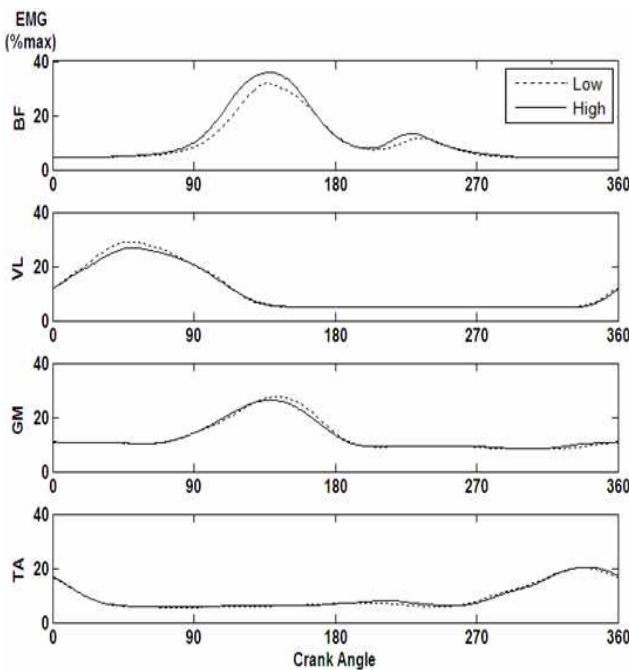


Figure 7. Mean ensemble curves of EMG activity for each muscle (BF: Biceps femoris, VL: Vastus lateralis, GM: Gastrocnemius medial, TA: Tibialis anterior)

3. 상관관계 결과

운동학적 결과와 근전도 결과에서 안장높이에 따라 유의한 차이가 나타난 대퇴이두근의 On-set timing과 고관절의 최소각

도를 선택하여 피험자별 상관관계를 살펴본 결과는<Table 5>와 같다. 1명의 피험자를 제외한 모든 피험자에서 음(negative)의 상관관계가 나타났다.

Table 5. Correlation coefficient between BF on-set timing and hip minimum angle for each subject

Subject	1	2	3	4	5	6
coefficient correlation	-.639*	-.667*	-.571*	-.198*	-.733*	-.024

* p<.01

IV. 논 의

안장높이는 일반적으로 안장의 가장 높은 위치에서부터 페달 암이 시트 튜브(seat tube)와 일직선을 이루며 아래쪽으로 향했을 때, 크랭크의 중심까지의 거리를 의미한다(So, 2005). 적정 안장높이를 선정하기 위해 'Inseam method', 'Bon length method', 그리고 'Leg length method'와 같은 다양한 과학적인 방법이 제시되고 있지만, 일반적으로는 탑승자의 주관적인 판단으로 편안한 안장높이를 선택하고 있다(Mellion, 1991; Ryu, 2001; So, 2005). 하지만 안장높이에 의해 하지의 형태와 근육의 길이는 변하게 되고, 결과적으로 페달링 시 근육 활성화의 변화로 이어지므로, 최적의 페달링 수행을 위해 안장높이 선정을 위한 다각적인 분석이 필요하며 특히 근육의 활성화와 관련지어 살펴보는 것이 필요하다. 본 연구에서는 사이클 안장높이의 변화에 따른 관절의 최소각도와 가동범위, 근육의 활성화 시작시점과 활성화 양에 미치는 영향을 비교하고 관절 각도와 근육 활성화 간의 상관관계를 살펴보고자 하였다. 본 연구에서 선정한 최대하(submaximal) 속도는 최대(maximal) 속도를 내는 단거리 주행과는 다르게 비교적 꾸준하고 동일한 페달링을 수행할 수 있는 속도이므로 안장높이에 따른 근육과 관절의 변화를 확인하기에 적절한 속도이다(Bini, 2011). 이에 따라 본 실험에서는 최대하 속도의 페달링을 수행하였고, 모든 피험자의 페달링 평균 파워에 유의한 차이가 나타나지 않았으므로 정확한 통제에 의한 실험이 수행되었다고 할 수 있다<Table 2>.

안장높이에 따른 관절 각도의 결과에서는 통제 변인인 무릎 각도의 차이에 의해 고관절의 최소각도에도 유의차가 나타났다<Table 3>. 안장높이가 비교적 높을 경우, 페달링 시 무릎관절과 고관절의 굴곡정도는 작아지며 신전정도는 커지게 된다. 이는 무릎관절이 최소각도를 나타내는 지점인 하사점의 위치에 고정된 상태에서 하지 형태의 차이로 설명할 수 있다. 안장높이가 높아지면 무릎관절은 보다 신전되고 관절 중심의 위치는 뒤쪽으로 이동하며 무릎관절 각도가 작아지게 되고, 무릎관절이 신전되는 만큼 고관절도 신전되기 때문에 고관절의 최소각

도는 안장높이가 높아짐에 따라 증가하게 된다. 또한, 고관절 각도의 가동범위는 안장이 높은 경우에 증가하였는데, 이는 안장이 높아질수록 고관절의 최대 굴곡이 작아지나 최대 신전이 증가되는 비율이 더 크기 때문이다. 발목관절에서는 최소각도나 가동범위 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이는 발목관절이 고관절이나 무릎관절보다 굴곡과 신전의 움직임이 비교적 자유롭기 때문이며, 특히 엘리트 선수의 경우 신체에 적용된 페달링 전략을 유지하려는 경향이 있으므로 움직임의 범위가 고정되어 있는 고관절과 무릎관절에 비해 발목관절의 움직임은 안장높이의 영향을 작게 받기 때문이다(Cruz, 2001).

안장높이에 따른 근전도 결과에서는 On-set timing과 iEMG 모두 대퇴이두근에서만 유의한 차이를 보였다. 하지의 내측 비복근과 전경골근의 경우 유의한 차이가 나타나지 않았다. 내측 비복근과 전경골근은 각각 무릎관절 신전과 발목관절 신전 및 안정성을 유지하는 기능을 한다(Ryan & Gregor, 1992). 비교적 움직임이 자유로운 발목관절과 신체에 적용된 페달링 전략을 유지하려는 경향이 있기 때문에 발목관절의 각도나 가동범위의 변화가 없었고 하지 근육 활성화의 변화도 발생하지 않았다. 외측광근의 경우에도 유의한 차이가 나타나지 않았다. 외측광근은 페달을 미는 역할을 한다. 일반적으로 상사점을 0도, 하사점을 180도로 기준하였을 때 30도의 위치에서 최대 활성화를 나타내며 무릎관절의 신전에 사용된다(So, 2005). 엘리트 선수들은 무릎 부상을 야기하는 무릎관절 신전근인 외측광근의 이용을 경감시키기 위한 페달링 훈련을 수행하므로(Park, 2011; Hug, 2004) 이러한 적응효과로 안장높이에 따른 외측광근의 활성화 변화가 크지 않을 것으로 사료된다. 대퇴이두근은 페달링 수행 시 고관절을 신전시키고 무릎관절을 굴곡시키는 기능을 한다. 본 연구 결과에서 안장높이에 따라 On-set timing과 iEMG에서 차이를 보인 대퇴이두근은 두 가지 관절을 제어하는 근육(bi-articular muscle)이며, 이는 대둔근, 내측광근, 외측광근처럼 하나의 관절을 제어하는 근육(mono-articular muscle)이 형성하는 힘을 전달하는 역할을 한다(Van Ingen Schenau, 1992). 이는 페달링 시 활성화되는 다른 근육들의 힘을 반영하게 되어 안장높이의 가장 큰 영향을 받는다고 할 수 있다. 이와 관련하여, 본 연구 결과에서 고관절의 신전 시 대퇴이두근 On-set timing과 각도와의 상관관계를 확인하였고, 안장이 높아지면 고관절이 굴곡 되는 정도가 작아지고 최대로 굴곡된 상태에서 다시 신전을 시작할 때, 고관절의 굴곡 정도가 작아질수록 대퇴이두근이 활성화되는 On-set timing은 빨라지게 됨을 의미한다. 즉, 고관절의 최소각도와 대퇴이두근의 On-set timing이 음의 상관관계를 보이는 것은 고관절의 신전이 시작되더라도 일정한 각도 이상이 되어야 활성화가 시작되기 때문이며, 고관절의 굴곡이 작을수록 On-set timing이 빨라지는 형태로 나타난다. 이를 통해 안장높이에 따라 대퇴이두근의 선택적 사용이 가능함을 알 수

있다. 이와 함께 대퇴이두근의 iEMG 값 역시 안장높이가 높을수록 증가하는 경향을 보였다. 이는 안장높이가 높을수록 On-set timing이 빨라지므로 iEMG에 포함되는 활성화 구간이 길어지기 때문으로 사료된다. 또한 대퇴이두근은 두 가지 관절의 굴곡과 신전에 관여하는 근육이므로 하나의 관절 움직임만을 관여하는 근육에 비해 안장높이가 높아짐에 따라 근육의 가동범위가 커져 수축과 이완 시 발생하는 반복력(repeatability)이 증가하기 때문으로 판단된다(Dorel, 2008). 따라서 대퇴이두근의 증진과 긍정적인 사용은 페달링 능력을 향상과 관련지을 수 있으며(Hug, 2006) 비교적 높은 안장높이의 선택 시 고관절 각도와 대퇴이두근 활성화의 상관관계에 의해 효율적인 페달링 수행이 가능할 것이다.

이를 종합해보면, 크랭크를 기준으로 상사점에서 하사점까지를 파워구간(혹은 능동구간), 하사점에서 상사점까지를 회복구간(혹은 수동구간)이라고 했을 때, 안장높이 즉, 고관절의 최소각도에 의해 실질적인 페달링 파워를 발휘하는 파워구간에서 페달링 파워와 관련된 근육인 대퇴이두근의 활성화 구간 및 양의 증가를 유도할 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 사이클 안장높이 변화에 따른 관절의 움직임과 근육 활성화의 상관관계를 살펴보았다. 고관절의 최소각도가 커짐에 따라 대퇴이두근의 활성화 시작시점은 빨라진다. 즉, 페달링 시 상사점에서 고관절의 신전정도가 커질수록 대퇴이두근의 On-set timing은 빨라지며, 이는 파워구간에서의 근육 활성화 양과 관련이 있다는 것을 확인하였다. 즉, 안장높이 조절을 통한 관절 각도의 변화는 대퇴이두근의 활성화 구간 및 양의 변화로 이어질 수 있다.

참고문헌

- Asplund, C., & Pierre, P. S.(2004). Knee pain and bicycling. *The Physician and Sports Medicine*, 32(4).
- Albertus-Kajee, Y., Tucher, R., & Derman, W.(2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1036-1043.
- Baum, B. S., & Li, L.(2003). Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(2), 181-190.
- Bini, R. R.(2011). Effects of saddle height on pedal force effectiveness. *Procedia Engineering: 5th Asia Pacific Congress on Sports Technology*, 13, 51-55.

- Burke, E. R.(2003). *High-tech cycling*. Champaign, IL: Human Kinetics, 45-90.
- Cruz, C. F., & Bankoff, A. D.(2001). Electromyography in cycling: difference between clipless pedal and toe clip pedal. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 41(4), 247-252.
- De vey Mestdagh, K.(1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5), 325-334.
- 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. *Scandinavia Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(1), 44-54.
- Ericson, M.(1986). On the biomechanics of cycling. a study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scandinavia Journal of Rehabilitation Medicine, Supplement*, 16, 1-43.
- Gregor, R. J., Broker, J. P., & Ryan, M. M.(1991). The biomechanics of cycling. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 19(1), 127-170.
- Holmes, J., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J.(1994). Lower extremity overuse in bicycling, *Clinics in Sports Medicine*, 13(1), 187-205.
- Hug, F., Laplaud, D., Lucia, A., & Grelot, L.(2006). EMG threshold determination in eight lower limb muscles during cycling exercise. *Journal of Sports Medicine*, 27(6), 456-462.
- Jorge, M., & Hull, M. L.(1986). Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling, *Journal of Biomechanics*, 19(9), 683-694.
- Lee, C. S., Hong, S. P., & Lee, S. H.(1998). Development of transducer for cycle-pedal reaction force and assessment on muscle moment of lower extremity to seat-height in cycle, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 8(2), 81-101.
- MacAuley, D.(1995). *Introduction. In a guide to cycling injuries: Prevention & treatment*. SF: Bicycle Books, 9.
- Mellion, M. B.(1991). Common cycling injuries: Management and prevention. *Sports Medicine*, 11(1), 52-70.
- Park, Y. K., Bang, I. K., Kim, Y. J., Kim, C., Lee, J. B., & Shin, Y. O.(2011). Effect of posture on muscle activity and oxygen uptake in cycle ergometer, *Korean Journal of Sports Medicine*, 29(1), 37-42.
- Peveler, W. W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E.(2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists, *Journal of Exercise Physiology*, 8(1), 51-55.
- Peveler, W. W.(2008). Effects of saddle height on economy in cycling, *Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1355-1359.
- Peveler, W. W., Green, J. M.(2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 629-633.
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., & evine, W. S.(1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 595-602.
- Ryu, C. Y., Choi, S. J., Park, J. J., & Kang, S. Y.(2001). A kinematical analysis of the leg movements according to cyclist' knee joint angles, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 11(2), 259-275.
- 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.
- So, R. C. H., Ng, J. K. F., & Ng, G. Y. F.(2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review, *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.
- Van Ingen Schenau, G. J., Boots, P. J. M., Snackers, R. J., Snackers, R. J., & Van Woel, W. W. L. M.(1992). The constrained control of force and position in multi-joint movements. *Neuroscience*, 46(1), 197-207.