

사이클 페달링 시 페달반력 효율성을 고려한 적정 안장높이 결정방법

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

¹ 건국대학교 일반대학원 의학공학과, ² 건국대학교 의료생명대학 의학공학과, ³ BK21 플러스의공학실용기술연구소

Saddle Height Determination by Effectiveness of Pedal Reaction Force during Cycle Pedaling

Jae-Hyuk Bae¹ · Jeong-Woo Seo¹ · Dong-Won Kang¹ · Jin-Seung Choi^{2,3} · 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

³BK21 Plus Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

Received 24 October 2014 Received in revised form 21 November 2014 Accepted 1 December 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare two saddle height determination methods by the effectiveness of pedal reaction force. Ten male subjects (age: 24.0±2.4 years, height: 175.1±5.4 cm, weight: 69.3±11.1 kg, inseam: 77.8±4.5 cm) participated in three minutes, 60 rpm cycle pedaling tests with the same load and cadence. Subject's saddle height was determined by 25° knee flexion angle (K25) when the pedal crank was at the 6 o'clock position (knee angle method) and 97% (T97), 100% (T100), 103% (T103) of trochanter height (trochanteric method). The RF (resultant force), EF (effective force), and IE (index of effectiveness) were compared by measuring 3D motion and 3-axis pedal reaction force data during 4 pedaling phases (phase1: 330°-30°, phase2: 30°-150°, phase3: 150°-210°, phase4: 210°-330°). Results showed that there were significant differences in EF at phase1 between T97 and K25, in EF at phase4 between T100 and T103, in IE at total phase between T97 and K25, between T100 and T103, in IE at phase1 & phase2 between T97 and K25. There was higher IE in the K25 than any other saddle heights, which means that K25 was better pedaling effectiveness than the trochanteric method. Therefore it was suggested the saddle height as 103.7% of trochanter height that converted from K25.

Keywords : Pedaling, Saddle Height Determination, Index Of Effectiveness

I. 서 론

사이클 페달링의 수행능력은 신체기능의 단일적인 요인에 의해 결정되는 것이 아니라 사이클과의 복합적인 요인에 의해 결정된다. 따라서 사이클 페달링 시 수행능력의 향상을 위해 신체기능의 훈련뿐만 아니라 개인의 각 신체

구조에 따른 사이클 프레임 사이즈를 조절하는 피팅(fitting)이라는 방법을 사용한다. 피팅을 통한 적정 프레임 사이즈 조절은 페달링 수행능력의 향상뿐만 아니라 잘못된 자세에 의한 신체적 변형 및 관절의 부상방지에 매우 효과적이다(Bohlmann, 1981; de Vey Mestdagh, 1998). 이는 경기력 향상과 부상방지가 목적인 사이클 선수들에게는 가장 중요한 것이며, 이동 및 건강증진을 위해 자전거를 이용하는 일반인에게도 필수적인 사항이 되고 있다. 피팅을 위한 프레임 사이즈의 조절은 일반적으로 안장높이(seat tube length), 안장각도(seat tube angle), 헤드튜브 길이(head tube length), 탑튜브 길이(top tube length)의 결정을 통해 이루어진다. 이 중 안장높이의 결정은 다른

위 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아(No.2012R1A1A4A01008158) 수행된 기초 연구사업입니다.
Corresponding Author : Gye-Rae Tack
Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, 322 Danwol-dong, Chungju-si, Korea
Tel : +82-43-840-3762 / Fax : +82-43-851-0620
E-mail : grtack@kku.ac.kr

프레임 사이즈의 조절보다 부상방지와 수행능력에 있어 매우 중요한 결정요소이다(Holmes, Pruitt & Whalen, 1994; Peveler & Green, 2011). 하지 분절길이와 비율에 맞는 적절한 안장높이는 페달링 자세를 적절하게 유도하고 하지에서 발생하는 힘과 토크를 효율적으로 크랭크에 전달할 수 있기 때문에 하지관절의 부하를 줄여줄 수 있으며(Pruitt, 2006) 잠재적인 파워손실을 최소화 할 수 있다(Baily, Maillardet, & Messenger, 2003). 따라서 안장높이에 관한 연구는 끊임없이 진행되어 왔다. 이러한 안장높이 결정방법은 피팅 방법에 따라 크게 두 가지 방법으로 나누어진다.

첫 번째는 대전자법(trochanteric method)이다(Lemond & Gordis, 1987). 대전자법은 하지의 특정 분절 비율을 프레임 사이즈에 적용하는 피팅 방법으로 비교적 간단하고 정확하지만 하지 전체의 비율을 적용하지 못한다는 단점이 있다. 대전자법을 이용한 선행연구를 살펴보면, 대전자 높이의 96%가 산소소비량을 최소화 한다고 하였고(Borysewicz, 1985), 대전자 높이의 100%로 안장높이를 설정 할 경우 경골의 전단력을 최소화 한다고 하였다(McCoy & Gregor, 1989). 또한 대전자 높이의 97%, 100%, 103%로 설정하여 무릎에 가해지는 하중의 영향을 확인하였을 때, 대전자 높이에 대한 3%의 작은 변화는 무릎에 영향을 주지 않는다고 하였다(Tamborindeguy & Bini, 2011).

두 번째는 무릎각도법(Knee angle method)이다(Holmes, et al., 1994). 무릎각도법은 페달링 시 하사점(bottom dead center)에서의 무릎각도를 25°에서 35°사이로 조절하는 피팅 방법으로 각도를 측정할 측정자가 필요하다는 단점이 있지만 개개인이 상이한 분절 비율에 따른 개인차를 최소화 할 수 있는 장점이 있다. 최근에는 무릎각도법을 이용한 연구들이 활발하게 이루어지고 있다. 하사점에서 25°의 무릎각도가 되도록 안장높이를 설정하는 것이 35°의 무릎각도와 인심(inseam)길이의 109%로 안장높이를 설정하는 것보다 산소소비량 효율성과 수행능력에 있어서 우수하다는 것을 확인한 연구가 있었고(Peveler, 2008), 대전자법으로 안장높이를 결정하는 것은 부상방지를 위한 권장 무릎각도(25°-35°)를 벗어나므로 부상의 위험이 높음을 확인 한 연구(Peveler, Bishop, Smith, Richardson, & Whitehorn, 2005; Peveler & Green, 2011) 및 25°의 무릎각도가 되도록 안장높이를 설정하는 것이 35°의 무릎각도가 되도록 안장높이를 설정하는 것보다 근 활성화에서 우수하다고 보고한 연구가 있었다(Seo, Choi, Kang, Bae, & Tack, 2012). 이처럼 최근의 연구 결과로는 수행능력 및 부상방지 측면에서 무릎각도법 중 25°의 무릎각도로 안장높이를 설정하는 것이 우수하다고 평가되고 있다. 하지만 대부분의 연구에서는 근활성화, 산소소비량과 같은 일

반적인 평가변인 결과만을 근거로 무릎각도법을 권장하고 있으므로, 실제 페달에 가해지는 힘을 확인하여 효율적 페달링 수행에 대한 세밀한 평가 및 추가적인 근거를 제시할 필요가 있다.

따라서 본 연구에서는 여러 선행연구에서 최적의 안장높이로 제안한 하사점에서 25°의 무릎 각도가 되는 안장높이를 최적의 안장높이로 가정하고, 선행연구(Tamborindeguy & Bini, 2011)에서 사용한 대전자 높이의 97, 100, 103%와 비교하여 실제 3%의 작은 변화가 동일한 파워와 분속수의 조건에서 무릎하중이 아닌 페달반력 효율성에 미치는 영향을 확인하고자 하였다. 평가 변인은 페달에 작용하는 총 힘인 RF (resultant force), 크랭크에 수직으로 작용하는 힘인 EF (effective force), 그리고 RF와 EF의 비율로 나타내는 페달반력 효율성 지수인 IE (index of effectiveness)이며, 안장높이에 따른 국면 별 페달반력을 살펴보고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상

본 연구의 피험자는 신체 근골격계에 이상이 없고 정상적인 페달링이 가능한 성인 남성 10명(나이: 24.0±2.4세, 키: 175.1±5.4 cm, 체중: 69.3±11.1 kg, Inseam: 77.8±4.5 cm)을 대상으로 하였다(Table 1). 모든 피험자는 실험 수행 전 실험 방법을 충분히 숙지한 후 실험동의서를 작성하였다.

Table 1. The saddle height of subjects (unit: cm, %)

Subjects	T97	T100	T103	K25	T% of K25
Sub 1	94.6	97.5	100.4	102.0	104.6%
Sub 2	82.5	85.0	87.6	85.7	100.8%
Sub 3	83.4	86.0	88.6	89.8	104.4%
Sub 4	80.5	83.0	85.5	87.0	104.8%
Sub 5	84.9	87.5	90.1	92.8	106.1%
Sub 6	82.0	84.5	87.0	86.0	101.7%
Sub 7	83.9	86.5	89.1	92.3	106.7%
Sub 8	86.3	89.0	91.7	93.7	105.3%
Sub 9	89.2	98.0	94.8	93.0	101.1%
Sub 10	83.6	86.2	88.8	87.8	101.9%
mean	85.1	87.7	90.3	91.0	103.7%
SD	4.1	4.3	4.4	4.9	2.2

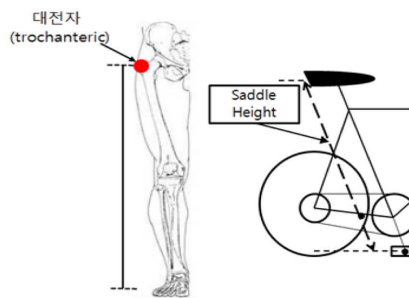
Note: T=trochanteric method, K=knee angle method

2. 실험 장비

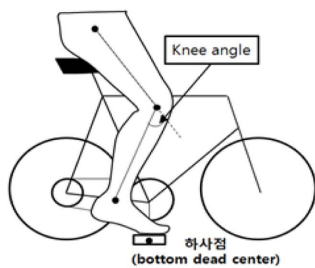
모든 실험은 선수들의 기존 사이클과 동일한 페달링을 수행할 수 있는 고정형 사이클에서 수행되었다(Bae, Choi, Kang, Seo, & Tack, 2012). 페달과 크랭크의 각도를 획득하기 위해 적외선 카메라 6대로 구성된 3차원 동작 분석 시스템(Motion Analysis, USA)을 사용하였다. 페달링 시 페달반력 데이터의 획득은 자체 제작된 3축 페달반력 페달을 사용하였다(히스테리시스: $\pm 0.5\%$, 비선형성: $\pm 0.5\%$; Lee et al., 2014). 일정한 페달링 속도 및 파워를 유지하기 위해 사이클 트레이닝 프로그램인 I-Magic trainers (Tacx, Netherlands)와 SRM 파워미터(SRM, Germany)를 사용하였다.

3. 실험 절차

안장높이 결정방법은 대전자법과 무릎각도법을 사용하였다. 대전자법은 피험자의 신체계측을 실시하여 대전자 높이를 구하였으며, 대전자 높이의 97, 100, 103% (T97, T100, T103) 세 가지 안장높이를 결정하였다(Tamborineguy & Bini, 2011). 무릎각도법은 고정형 사이클에서 페달링 자세를 취하고, 페달의 위치가 크랭크의 가장 낮은 곳에 위치한 하사점에서의 무릎각도가 25° (K25)가 되도록 설정하였다(Holmse et al., 1994; Figure 1). 각 피험자의 대전자 높이와 조절된 안장높이는 <Table 1>과 같다. 모든



(a) Trochanteric method



(b) Knee angle method

Figure 1. The saddle height determination method

실험은 안장높이의 조절이 가능한 고정형 사이클을 이용하여 안장높이를 제외한 프레임 사이즈를 동일하게 하였다. 모든 피험자는 본 실험에 앞서 스트레칭 뒤 10분간의 warm-up을 수행하였다. 이후 설정된 안장높이에 따라 각 3분간 2회 최대한 동일한 분속수(60 RPM)를 유지하도록 페달링을 수행하였다.

4. 자료 분석

3분간의 최대하 페달링 수행 시 획득된 모든 데이터는 전후의 30초 구간을 제외하고 안정적인 페달링이 수행되는 2분간의 데이터를 분석에 사용하였다. 데이터의 잡음(noise)을 제거하기 위해 3차원 동작데이터는(sampling frequency: 120 Hz) 2차 Butterworth 필터(2nd order zero-lag Butterworth filter)를 이용하여 6 Hz 차단 주파수(cut-off frequency)로 처리하였고, 페달반력 데이터는(sampling frequency: 1000 Hz) 4차 Butterworth 필터를 이용하여 4Hz 차단 주파수로 처리하였다(Bini, Diefenthaler, & Mota, 2010). 페달반력 데이터에서 페달의 전후 힘(anterior-posterior force)과 수직 힘(normal or vertical force)의 벡터합(sum vector)으로 시상면에서 페달에 가해지는 총 힘인 RF를 산출하였다. 3차원 동작데이터 중 페달과 크랭크 중심에 부착한 반사마커의 위치데이터를 이용하여 페달각 및 크랭크각을 산출하였으며, RF의 값에서 내적(inner product)을 이용하여 크랭크에 수직으로 가해지는 힘인 EF를 계산하였다(Figure 2). 또한 RF와 EF의 비율로 나타내는 페달반력 효율성 인덱스 IE를 구하여 안장높이 결정방법에 따른 비교분석을 수행하였다.

$$IE = \int_0^{360} EF dt / \int_0^{360} RF dt$$

페달링 국면 별 분석을 위해 모든 페달반력 데이터를 처리하여 1국면에서 4국면까지(Phase 1: 330-30°, Phase 2: 30-150, Phase 3: 150-210°, Phase 4: 210-330°) 4가지

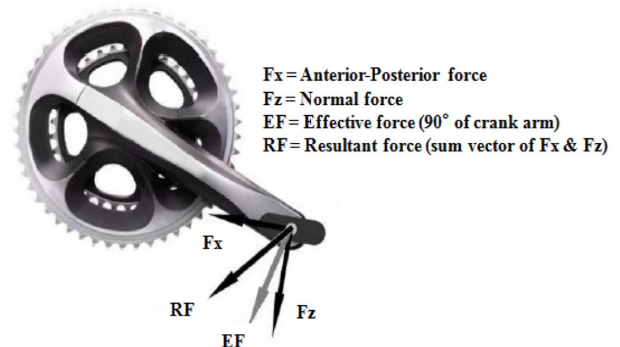


Figure 2. The definition of forces

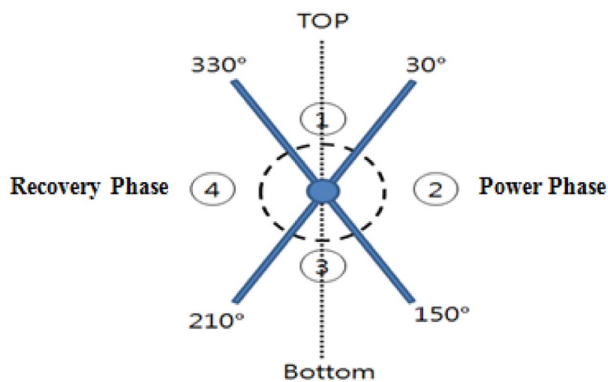


Figure 3. The pedaling phase

로 나누어 비교하였다(Dorel et al, 2010; Figure 3).

모든 변인의 분석에는 MATLAB. v7.7 (Mathworks, USA)을 사용하였으며 안장높이 별 통계적인 유의차 확인을 위해 SPSS v19 (SPSS, USA)를 사용하여 반복측정 ANOVA (repeated measure ANOVA)를 수행하였으며 사후 집단 간 비교를 위해 bonferroni의 다중비교를 수행하였다. 통계적 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 하였다.

III. 결 과

1. 파워미터 결과

안장높이 결정방법에 따른 SRM파워미터의 측정결과는

다음과 같다. 파워와 분속수 모두 안장높이에 따른 유의한 차이가 나타나지 않았다. 따라서 동일한 조건에서의 페달링이 수행됨을 확인하였다(Table 2).

2. 페달반력 결과

안장높이 별 페달반력(RF, EF, IE)의 평균 및 표준편차 결과는 <Table 3>과 같다.

1) RF (Resultant Force)

안장높이에 따른 RF의 결과는 <Figure 4>와 같다. RF는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나 1국면을 제외한 모든 구간에서 안장높이가 낮을수록 높아지는 경향을 나타내었다.

2) EF (Effective Force)

안장높이에 따른 EF의 결과는 <Figure 5>와 같다. EF는 전체구간에서 유의한 차이가 나타나지 않았으나 1, 4국

Table 2. Results of SRM powermeter

Method	Power	RPM
T97	112.9±4.5	60.7±1.0
T100	112.4±4.5	60.4±0.9
T103	111.6±5.0	60.2±0.8
K25	112.3±5.3	60.3±0.8
<i>p</i> -value	0.336	0.120

Table 3. Results of pedal reaction force & index

Index	Method	Total phase	Phase 1	Phase 2	Phase 3	Phase 4
RF (N)	T97	152.4±17.1	16.7±3.2	80.3±6.3	27.9±4.9	27.5±6.1
	T100	145.8±19.8	16.7±2.4	76.8±8.5	26.2±5.0	26.1±6.7
	T103	148.8±25.7	17.9±2.9	77.6±9.9	26.8±7.6	26.5±7.8
	K25	144.7±30.8	17.6±3.0	76.4±11.9	26.5±9.0	24.3±8.6
	<i>p</i> -value	0.257	0.293	0.169	0.624	0.126
EF (N)	T97	73.5±7.8	-1.4±1.9*	74.5±5.0	16.6±4.8	-16.2±3.6
	T100	67.6±8.7	-0.7±2.9	71.4±7.2	13.6±4.4	-16.8±4.9*
	T103	73.9±11.7	0.1±3.0	72.8±9.0	16.1±6.6	-15.0±5.0*
	K25	76.8±15.3	1.6±3.0*	72.4±10.8	16.2±8.9	-13.4±4.7
	<i>p</i> -value	0.070	0.003	0.353	0.022	0.009
IE (%)	T97	48.7±6.2*	-8.1±11.5*	92.9±1.7*	59.7±12.7	-59.7±8.3
	T100	46.9±7.6#	-3.8±17.7	93.1±2.3	51.8±13.1	-63.9±9.3
	T103	50.2±6.8#	1.4±16.0	93.9±1.2	57.8±12.5	-55.8±12.6
	K25	53.5±5.7*	10.8±17.1*	94.8±1.3*	57.7±14.8	-56.3±10.7
	<i>p</i> -value	0.001	0.001	0.003	0.343	0.103

significant difference between #, *, means $p<.05$: bonferroni

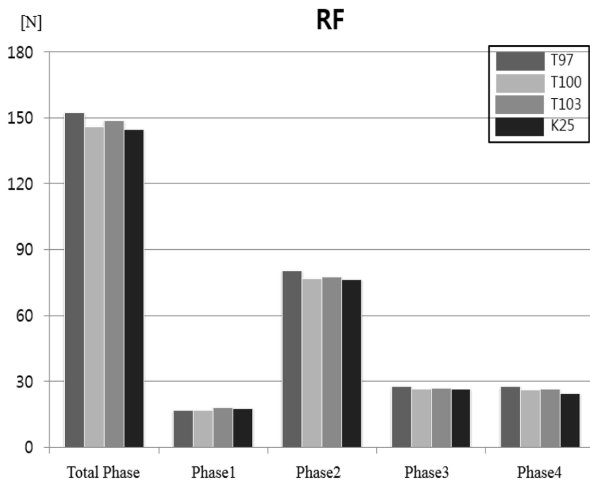


Figure 4. The result of RF about phase

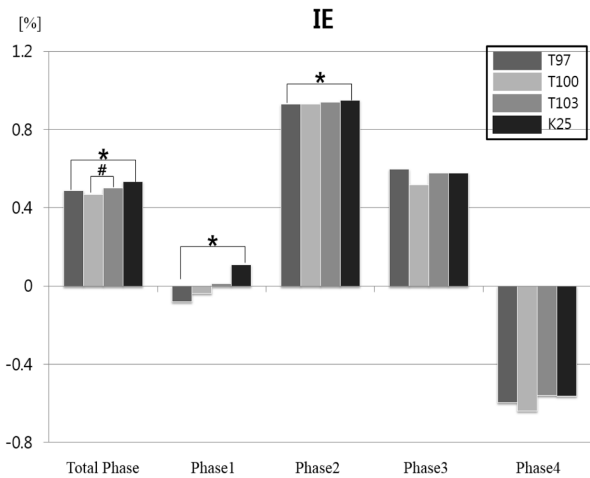


Figure 6. The result of IE about phase

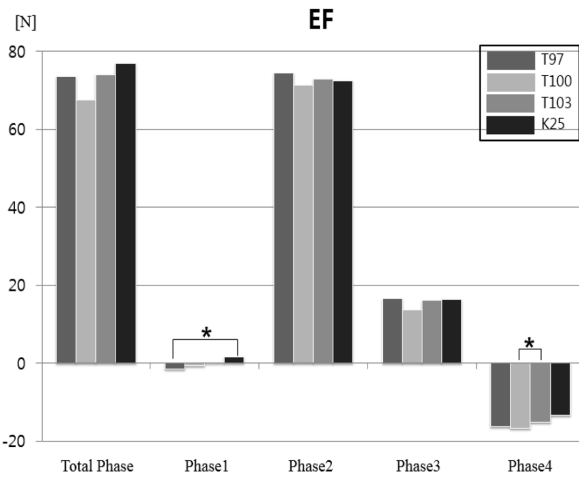


Figure 5. The result of EF about phase

면에서 유의한 차이가 나타났다. 세부적으로 1국면에서는 T97보다 K25에서 더욱 높았으며 4국면에서는 T100보다 T103에서 유의하게 높았다. 또한 1국면과 4국면 모두 안장높이가 높아질수록 증가하는 추세를 보였다. 2국면과 4국면에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

3) IE (Index of Effectiveness)

안장높이에 따른 페달반력 효율성의 결과는 <Figure 6>과 같다. 페달반력 효율성은 전체구간에서 유의한 차이가 나타났으며 세부적으로 T97과 K25, T100과 T103에서 안장높이가 증가함에 따라 페달반력 효율성이 유의하게 증가하였다. 국면별 페달반력 효율성은 1국면과 2국면에서 유의한 차이가 나타났으며, T97보다 K25에서 유의하게 증가하였다. 3국면과 4국면에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

IV. 논 의

본 연구에서는 자전거 페달링 시 안장높이에 따른 페달 반력의 효율성을 확인하고 이를 통해 적정 안장높이를 알아보고자 하였다.

모든 피험자는 본 실험에서 60 RPM의 속도를 최대한 유지하도록 하였고, 실제 결과에서도 평균 파워와 분속수 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 2). 이는 정확한 통제에 의한 동일한 조건에서 실험이 수행되었음을 의미한다.

전체구간에서 IE는 안장높이가 증가함에 따라 유의하게 증가하였다. RF와 EF는 통계적으로 유의한 차이가 없었으나 안장높이가 증가함에 따라 인체에서 페달에 가해지는 힘인 RF는 감소하는 추세를 보였으며 실제 페달을 회전시키는 힘인 EF는 증가하는 경향을 보였다. 이와 같은 결과는 RF와 EF의 비율로 나타내는 페달반력의 효율성 인덱스 IE의 값에 영향을 주었다. 즉, 상대적으로 높은 안장높이에서 IE가 증가된 것은 실제로 페달에 가한 힘과 페달이 받는 힘의 차이가 적으므로 효율적인 페달링이라고 할 수 있겠다. 특히 IE의 값이 가장 높았던 K25의 안장높이에서 가장 효율적인 페달링이 수행되었다고 평가할 수 있다.

더욱 세분화된 비교를 위해 국면별로 확인한 결과에서 1국면의 RF는 안장높이에 따른 유의한 차이가 나타나지 않았지만 IE와 EF에서는 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 즉, 페달에 가한 힘은 차이가 없었지만 페달이 받게 되는 힘에는 차이가 있었다. 1국면에서의 페달링은 상사점을 지나가는 곳으로 무릎은 최대각도가 되며 고관절이 최저 각도가 되는 구간이다. 또한 앞-뒤 방향의 힘이 주된 힘으로 작용하는 구간으로 이상적인 앞-뒤 방향의 힘인 F_x

가 앞 방향으로만 작용해야 하며 수직 힘인 Fz는 상사점을 기준으로 당기는 힘에서 누르는 힘으로 전환되어야 한다. 이는 상사점을 지나는 하지 관절의 각도의 영향을 받는다(Hug & Dorel, 2009). 따라서 높은 안장높이의 경우, 무릎관절이 굴곡운동에서 신전운동으로 전환되는 1국면에서 고관절의 최저 각도가 발생하는 시점이 빨라졌을 것이며 수직 힘의 전환을 촉진하였을 것으로 사료된다. 본 연구에서 추가적으로 크랭크를 기준으로 (0: 상사점, 180: 하사점) 고관절의 최저 각도 시점을 확인한 결과, T97은 17.6 ± 2.6 , T100은 17.1 ± 1.7 , T103은 16.1 ± 2.8 , K25는 14.9 ± 4.3 로 안장높이가 증가할수록 유의하게 감소하여 상사점에 가까워지는 결과를 확인하였다. 따라서 상사점에서 수직 힘의 빠른 변환은 EF의 값에 영향을 주었고 상대적으로 낮은 안장높이에서 EF의 값이 음을 나타낸 반면, 높은 안장높이에서 양의 값을 나타냈다. 이는 페달반력 효율성을 나타내는 IE의 값에도 영향을 주어 결과적으로 K25의 안장높이에서 페달링 효율성이 증가하였다고 판단된다. 2국면의 결과는 IE에서 통계적으로 유의한 차이를 나타냈으며 T97에 비해 K25에서 유의하게 증가하였다. RF와 EF에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 2국면에서의 페달링은 가장 많은 힘을 내는 구간으로 실제 자전거가 추진함에 있어 가장 높은 비중을 차지하며 페달링 시 가장 이상적인 힘의 방향이 나타나는 구간이기도 하다(Zameziati, Mornieux, Rouffet, & Belli, 2006). 따라서 안장높이에 따른 IE의 증가는 페달링 효율성에서 큰 의미가 있다고 사료되며 상대적으로 높은 안장높이에서의 페달링이 힘의 손실을 최소화하여 효과적인 페달링을 수행하였다고 판단할 수 있다. 하사점을 지나는 운동으로 모든 하지관절이 최대로 신전되는 구간은 3국면의 결과에서는 페달 힘 효율성, RF, EF 모두 통계적인 유의차를 나타내지 않았다. 4국면의 결과에서는 IE와 RF에서 유의한 차이를 발견하지 못했지만 EF에서 유의한 차이를 나타냈으며 T100에 비해 T103에서 유의하게 증가하였다. 실제 크랭크에 가해지는 힘이 이상적인 힘의 방향에 반대로 작용하는 구간인 4국면은 효과적인 페달링을 위해 반대로 작용하는 힘을 최소화 하는데 의미가 있다(Zameziati et al., 2006). 따라서 안장높이의 증가에 따라 IE의 유의한 차이는 없었지만 EF의 값은 통계적으로 유의하게 감소하므로 상대적으로 높은 안장높이가 반대로 작용하는 힘을 최소화 하는데 있어 효율적이라고 할 수 있다.

결과적으로 안장높이 결정방법에 따른 IE의 비교 결과에서 상대적으로 높은 안장높이에서 페달링 효율성이 증가함을 보였으며 대전자법에 비해 무릎각도법이 상대적으로 더욱 효율적인 것으로 나타났다. 국면별 비교에서도 3국면을 제외한 1,2,4 국면에서 무릎각도법을 이용한 K25의 안장높이가 대전자법을 이용한 안장높이에 비해 긍정

적인 영향을 미치는 것으로 나타났다. 이는 안장높이 결정방법에 따른 페달링 수행능력을 비교하여 무릎각도법의 우수함을 나타낸 최근의 선행연구(Seo et al., 2012)와도 유사한 결과를 나타내었다. 즉, 안장높이 결정방법에 있어 무릎각도 25도를 기준으로 한 안장높이 결정방법이 페달과 크랭크에 전달되는 힘의 효율성 측면에서는 최적의 안장높이라고 할 수 있겠다. 또한 25도에 해당하는 안장높이를 측정하기에는 어려움이 있으므로 대전자법을 사용할 경우 무릎각도 25도에 해당하는 대전자 높이의 103.7%의 안장높이 사용을 제안하는 바이다(Table 1).

V. 결 론

본 연구에서는 안장높이 결정방법이 페달반력에 미치는 영향을 살펴보았다. 그 결과, 여러 가지 안장높이 결정방법들 중에서 무릎각도법 25°에 해당하는 안장높이로 설정하는 것이 페달링 효율성의 관점에서 가장 효율적인 것으로 확인되었다. 따라서, 무릎각도법 25°에 해당하는 대전자 높이의 103.7%의 안장높이로 페달링을 수행할 것을 제안한다.

참고문헌

- Bae, J. H., Choi, J. S., Kang, D. W., Seo, J. W., & Tack, G. R. (2012). Technical note: Development of electric riding machine for cycle fitting. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 373-378.
- Bailey, M. P., Maillardet, F. J., & Messenger, N. (2003). Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. *Journal of Sports Sciences*, 21(8), 649-657.
- Bini, R. R., Diefenthaler, 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.
- Borysewicz E. (1985) *Bicycle road racing complete program for training and competition*. Brattleboro, Velo-News Corp.
- De Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5), 325-334.
- 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.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13(1), 187-205.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198.
- Lee, J. H., Kang, D. W., Bae, J. H., Shin, Y. H., Choi, J. S., & Tack, G. R. (2014). Development of three dimensional force plate

- adapted for measuring force effectiveness in cycle. *The 2014 Conference of Biomedical System & Smart Care, The Korea Institute of Electrical Engineers*, 87-89.
- Lemond, G., & Gordis, K. (1987). *Greg LeMond's Complete Book of Bicycling*. Perigee Books.
- McCoy, R. W., & Gregor, R. J. (1989). The effects of varying seat position on knee loads during cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(S2), S79.
- Peveler, W. W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1355-1359.
- Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal of The American Society of Exercise Physiologists*, 8(1), 51-55.
- Peveler, W. W., & Green, J. M. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(3), 629-633.
- Pruitt, A. L., & Matheny, F. (2006). *Andy Pruitt's complete medical guide for cyclists*. Velopress.
- Seo, J. W., Choi, J. S., Kang, D. W., Bae, J. H., & Tack, G. R. (2012). Relationship between lower-limb joint and muscle activity due to saddle height during cycle pedaling. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 357-363.
- Tamborindeguy, A. C., & Bini, R. R. (2011). Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation?. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 15, 189-191.
- Zameziati, K., Mornieux, G., Rouffet, D. & Belli, A. (2006). Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *European Journal of Applied Physiology*, 96(3), 274-281.