

# 자전거 안장높이에 따른 요추부 근 활성화도 및 산소 소모량 차이

최원재<sup>1</sup>, 이충호<sup>2</sup>, 정지혜<sup>3</sup>, 이승원<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>삼육대학교 SMART 재활연구소 선임연구원, <sup>2</sup>삼육대학교 대학원 물리치료학과 석사,

<sup>3</sup>삼육대학교 대학원 물리치료학과 박사과정, <sup>4</sup>삼육대학교 물리치료학과 부교수

## Differences of Lumbar Muscle Activity and Oxygen Consumption According to Bike Saddle Height

Wonjae Choi<sup>1</sup>, Choongho Lee<sup>2</sup>, Jihye Jung<sup>3</sup>, Seungwon Lee<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>Senior researcher Institute of SMART Rehabilitation, Sahmyook University

<sup>2</sup>MS Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Sahmyook University

<sup>3</sup>PhD. course Dept. of Physical Therapy, Graduate School of Sahmyook University

<sup>4</sup>Associate professor Dept. of Physical Therapy, Sahmyook University

요 약 본 연구의 목적은 자전거 안장 높이에 따라 요추부 근 활성화도와 산소 소모량의 차이를 알아보기 위해 실시하였다. 근골격 장애가 없는 22명의 건강한 남자가 본 연구에 참여하였다. 대상자들은 3가지 다른 안장 높이로 3분씩 자전거를 탔으며 각 조건 별로 10분의 휴식시간을 가졌다. 표면 근전도는 요추부 근 활성화도를 측정하기 위해 사용되었고 산소 소모량은 휴대용 가스 분석기를 사용하여 평가되었다. 연구 결과 내복사근만 유의한 차이가 있었고( $p<0.05$ ), 산소 소모량은 높은 안장 높이가 최적 안장 높이와 낮은 안장 높이 보다 유의하게 높게 나타났다( $p<0.05$ ). 본 연구는 안장 높이가 건강한 남성의 내복사근 활성화도와 산소 소모량에 영향을 미친다고 제안하지만 안장 높이는 요추 안정화 근육에 영향을 미치지 않았다.

주제어 : 자전거, 안장 높이, 표면 근전도, 산소 소모량

**Abstract** The purpose of this study was to investigate the differences of lumbar muscle activity (LMA) and oxygen consumption (OC) according to bike saddle height in healthy young men. Twenty-two subjects without musculoskeletal disorders participated in this study. Subjects performed 3 min cycling at 3 different saddle heights with 10 minutes of resting time respectively. Surface EMG was used to assess muscle activity in LMA, and OC was assessed by portable gas analyzer. In the result, there was a statistically significant difference in internal oblique abdominis activity ( $p<0.05$ ), and the OC was significantly higher in high saddle height than the optimal and the low position of the saddle ( $p<0.05$ ). This study suggest that changes in saddle height affected internal oblique abdominis activity and OC in subjects, however, saddle height does not have much effect on lumbar stabilizer muscle.

**Key Words** : Bicycle, Saddle height, Surface EMG, Oxygen consumption

\*This work was supported by Sahmyook University and this research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education (NRF-2017R1D1A1B03035018).

\*Corresponding author : Seunwon Lee (swlee@syu.ac.kr)

Received July 12, 2018

Accepted November 20, 2018

Revised November 6, 2018

Published November 28, 2018

## 1. 서론

자전거는 건강을 향상시키거나 유지시켜 줄 뿐만 아니라 경제적이고 편리한 운송수단으로 여겨지고 있다[1]. 자전거의 크기는 작지만 빠른 속력을 낼 수 있고, 노면 상태에 따라 구에 받지 않으며 어디서든 이동 할 수 있다는 장점을 가지고 있기 때문에 전 세계 어디에서나 이용하고 있는 편리한 이동수단이다[2]. 자전거는 심폐 능력 향상 및 근골격계 기능을 증진시키기 때문에 피트니스센터 혹은 재활센터에서 많이 사용되고 있다[3,4].

자전거 피팅(fitting)은 자전거 타는 사람의 신체적인 특징과 운전 스타일을 고려해서 효율적인 자세와 최대의 경기력을 이끌어 내기 위해 하는 작업이다. 피팅을 할 때는 안장의 높이, 안장의 앞뒤 기울기, 프레임의 사이즈, 페달의 위치, 핸들바의 길이가 포함된다[5]. 잘못된 피팅을 하게 되면 손목, 허리, 목, 무릎, 발의 통증 뿐만 아니라 손목의 저림 증상이 발생한다[6]. 자전거와 허리건강은 밀접한 관련이 있다. 자전거를 탈 때 요통이 있는 사람과 없는 사람을 비교한 연구를 보면 요통이 있는 사람은 없는 사람에 비해서 요추의 굽힘각도가 유의하게 크게 나타났다[7]. 또한 사이클 선수와 일반인 사이에 요추 최대 굽힘 각도를 비교한 연구에서 사이클 선수들이 일반인에 비해 유의하게 큰 굽힘 각도를 나타내는 것을 볼 수 있었다[8]. 자전거를 탈 때 상체를 굽혀 페달을 밟을 경우 최대의 속도와 힘을 만들 수 있지만 이런 동작을 장시간 지속하게 된다면 척추의 뒤쪽 섬유테에 미세한 손상을 주게 되고 결국 요통을 일으킬 수 있는 원인이 된다[9]. 자전거를 탈 때 요추는 굽히고 경추는 펴 상태로 타기 때문에 요추와 경추부에 근육의 피로가 많이 발생한다. 자전거의 종류에 따라서 요추와 경추에 가해지는 부하가 다르다. 대중적으로 사용하는 보급용 자전거와 사이클용 자전거를 비교 했을 때 보급용 자전거는 경추의 펴고 요추의 굽힘이 적은 반면에 사이클용 자전거는 펴고 굽힘이 더 크게 나타나 근육의 피로를 빨리 유발하는 것을 알 수 있었다[3].

척추의 안정성을 위한 구조물로 비수축성 조직인 인대, 디스크, 척추 후관절이 있다[10]. 비수축성 조직들이 위 수축성 조직인 근육들이 척추의 안정화에 밀접한 관련이 있으며 다열근과 복횡근의 운동 조절을 통하여 척추의 안정화를 이룬다[11]. 요통이 있는 사람의 경우 움직임 시 척추를 안정화시키는 근육 중 복횡근과 다열근

의 동원이 지연되거나 감소하여 척추의 안정성을 떨어뜨린다[12].

자전거에 대한 많은 연구들이 진행되고 있지만 안장높이 조절에 따른 요추부의 근육 활성화도와 산소 소모량에 대한 연구는 없었다. 본 연구에서는 자전거 안장높이 차이에 따른 요추부 근육의 활성화도와 산소 소모량을 분석하여 요추부의 안정성에 미치는 영향을 확인하고 가장 효율적인 안장높이를 제시하고자 한다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 연구대상 및 절차

본 연구는 단면적 연구 설계로 삼육대학교 생명윤리위원회의 승인을 얻어 시행되었다(SYUIRB2015-068). 대상자는 대학교에 재학 중인 건강한 성인남자로 심·혈관계나 근·골격계의 질환이 없고 자전거를 독립적으로 탈 수 있는 자로 모집하였다. 제외기준은 하지관절 수술 및 허리 디스크 증상이 있는 자로 하였고 사전에 대상자들에게 연구의 목적과 방법에 대해서 충분히 설명하였으며, 연구동의서에 승인한 22명으로 최종 선정하였다.

대상자들은 중재 전 근전도를 통해 최대 수의 등척성 수축을 측정 하였다. 측정에 의한 근 피로를 예방하기 위해 10분간의 휴식 후 예비뺨기를 통해 무작위로 결정하였으며 안장높이는 무릎의 관절각도가 굽힘 15°, 25°, 35°가 되도록 조절하여 자전거를 타도록 하였다[13,14]. 중재 시 다열근, 척추기립근, 내복사근, 외복사근의 근 활성화도 및 산소소모량이 측정되었다.

### 2.2 자전거 안장 높이 변화에 따른 측정방법

본 연구에서 발생할 수 있는 혼란변수를 통제하기 위해 실험 실시 48시간 전부터 무리한 운동을 하지 않도록 사전 교육하였다. 중재 및 평가를 시행하기 전에 자전거를 타기 편안한 복장으로 갈아입고 가벼운 전신 스트레칭과 호흡운동으로 준비운동을 시행하였다. 근전도의 전극을 요추부의 다열근, 척추기립근, 내복사근, 외복사근에 부착하였다. 근전도 데이터의 정규화를 위해서 각 대상자들은 최대 수의적 등척성 수축을 총 3회 실시하여 근활성도를 측정하였다

최대 수의적 등척성 수축 측정이 끝난 후 10분간의 휴식시간이 주어졌고 산소소모량 측정을 위하여 가스분석

기(K4b2, Cosmed, Rome, Italy)를 착용하였다. 대상자들은 자전거를 높은 안장(15°), 최적 안장(25°), 낮은 안장(35°)과 같은 총 3가지 조건으로 나누어서 시행하였으며 안장높이 변화는 실험대상마다 무작위로 수행되었다. 각 안장높이마다 3분씩 자전거를 타게 하였으며, 다음 안장높이로 바꾸기 전에 10분간의 휴식시간이 주어졌다. 무릎각도의 정확한 측정을 위해 무릎의 최대 펌 시 펜을 이용하여 기준점을 표시해두었다. 모든 피험자에게 분당 회전수는 90RPM으로 유지하도록 하며 부하(RBT-100 / 3단계)를 일정하게 맞추었다. 분당 회전수를 맞추기 위해 메트로놈과 시각적으로 회전수를 인지 할 수 있는 속도계(SINJI RS-120)를 사용하였고 시선처리는 15° 가량 아래를 주시하도록 교육하였다.

## 2.3 측정 도구

### 2.3.1 표면 근 활성화도

근육의 활성화도는 표면근전도(Telemyo 2400 GT Telemetry EMG system, Noraxon, U.S.A 2007)를 사용하여 측정하였고 Ag/AgCl전극을 사용하였다. 피부 저항을 감소시키기 위해 전극을 부착하기 전 털을 면도기로 제거한 뒤 사포로 피부의 각질을 제거하였고, 알코올 솜을 사용하여 피부를 청결하게 하였다. 근전도 전극은 다열근, 척추기립근, 내복사근, 외복사근에 전극을 부착하였고 근육별 전극 부착위치는 표 1에 제시하였다. 표면 근전도의 표본 추출률은 1000 Hz로 설정하였고 필터는 10 ~ 450 Hz 밴드패스필터(band pass filter)를 사용하였다. 정류된 값의 신호변환은 제곱 평균 제곱근(root mean square)으로 처리하였다.

근전도 값의 정규화를 위해서 각 근육의 최대 수의적 등척성 수축을 사전에 측정하였다. 최대 수의적 등척성 수축은 각 근육별로 옆드리거나 바로 누운 자세에서 5초간 근 수축을 3회 반복 측정하였다. 측정된 5초간의 근전도 자료는 제곱근 평균제곱(Root Mean Square)으로 처리하고 처음과 끝부분의 각 1초를 제외한 중간 3초 동안의 근전도 신호량을 100%MVIC(Percentage of Maximal Voluntary Isometric Contraction)로 정하여 사용하였으며 모든 결과 값은 %MVIC로 표시되었다.

Table 1. Location of EMG electrodes

| Muscles                    | Attached point                                       |
|----------------------------|--|
| Multifidus                 | Lateral 3 cm of spinous process of lumbar 4-5        |
| Erector spinae             | Lateral 2 cm of spinous process of lumbar 1-2        |
| Internal oblique abdominis | Medio-inferior 2 cm of anterior superior iliac spine |
| External oblique abdominis | Lateral 15 cm of umbilicus                           |

### 2.3.2 산소 소모량 측정

산소 소모량을 측정하기 위해서 휴대용 가스분석기(K4b2, Cosmed, Rome, Italy)를 사용하였다. 대상자의 얼굴크기에 맞는 마스크를 사용하였고 끈을 조여 빈 공간이 생기는 것을 방지하였다. 측정 장비의 원활한 사용을 위해 30분간 예열을 시킨 후 정확한 측정을 위해 영점조정(Calibration)을 실시하였다. 영점조정은 룸 에어(Room Air Calibration), 레퍼런스 가스(Reference Gas Calibration), 가스 딜레이(Gas Delay Calibration), 터빈(Turbine Calibration)으로 순차적으로 진행하였다. 첫째, 룸 에어를 통하여 실험공간의 기압, 온도, 공기온도, 습도를 측정하였다. 둘째, 레퍼런스 가스는 Cosmed사에서 정한 가스(O<sub>2</sub>=16%, CO<sub>2</sub>=5%)를 사용하여 분석하였다. 셋째, 가스 딜레이는 대상자가 마스크를 착용한 상태에서 신호에 따라 흡기와 호기를 번갈아 가며 실시하여 측정하였다. 넷째, 터빈은 3L용량의 터빈을 흡기와 호기 타이밍에 맞춰 5회 피스톤 운동을 시킴으로 측정하였다. 안장높이 차이에 따른 산소소모량의 결과 값은 Cosmed사의 4.1ver 분석 프로그램을 사용하여 처리하였다.

## 2.4 자료분석 방법

본 연구의 모든 작업과 통계는 SPSS ver. 19.0(IBM, Chicago, IL, USA)을 이용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 전체 대상자는 Shapiro-wilk에 의한 정규성 검정을 하였고 대상자의 일반적 특성은 기술통계를 사용하였다. 3가지 안장 높이 간 차이를 알아보기 위해 반복측정 분산분석(One-way repeated measures ANOVA)을 실시하였으며, 사후검정은 Bonferroni로 하였다. 유의수준( $\alpha$ )은 0.05로 설정하였다.

### 3. 연구 결과

#### 3.1 연구대상자의 일반적 특성

본 연구에 모집된 대상자는 남학생 22명으로 일반적인 특성은 Table 2에 제시되었다. 대상자의 평균 연령은 24.86세고 신장은 175.09 cm, 체중은 67.68 kg, 신체질량 지수는 22.07 kg/m<sup>2</sup>이었다.

Table 2. General characteristics of participants

| Variables                            | Mean ± SD or n |
|--------------------------------------|----------------|
| Age (years)                          | 24.86 ± 2.66   |
| Height (cm)                          | 175.09 ± 3.61  |
| Weight (kg)                          | 67.68 ± 7.74   |
| Body mass index (kg/m <sup>2</sup> ) | 22.07 ± 2.40   |

#### 3.2 안장 높이 차이에 따른 근 활성화도 비교

자전거 안장높이에 따라 비교한 근 활성화도에서는 내복사근만 유의한 차이가 나타났다(p<0.05). 내복사근은 높은 안장과 최적 안장을 비교 했을 때와 높은 안장과 낮은 안장을 비교했을 때 근 활성화도가 유의하게 크게 나타났다(p<0.05). 최적 안장과 낮은 안장높이에 따른 근 활성화도는 유의한 차이가 없었다. 다열근, 척추기립근, 외복사근의 경우 세 가지 안장높이에서 통계학적으로 유의한 차이가 없었다(p>0.05). Table 3

Table 3. Differences of muscle activity according to seat height

| Variables | Mean ± SD    |              |              |
|-----------|--------------|--------------|--------------|
|           | High seat    | Optimal seat | Low seat     |
| MUL       | 5.71 ± 2.73  | 5.56 ± 2.72  | 5.61 ± 2.39  |
| ES        | 2.33 ± 1.83  | 2.47 ± 2.41  | 2.30 ± 1.25  |
| IO        | 1.79 ± 1.26  | 1.45 ± 0.85* | 1.28 ± 0.64* |
| EO        | 12.58 ± 8.74 | 10.18 ± 7.11 | 9.60 ± 6.37  |

MUL, multifidus; ES, erector spinae; IO, internal oblique abdominis; EO, external oblique abdominis  
\* present p<0.05 compared with high seat

#### 3.3 안장 높이 차이에 따른 산소 소모량 비교

안장높이에 따른 산소 소모량 비교 시 높은 안장의 산소 소모량이 최적 안장과 낮은 안장과 비교 하였을 때 유의하게 큰 산소 소모량을 보였다(p<0.05). 하지만 최적

안장과 낮은 안장 사이에 산소 소모량은 유의한 차이가 없었다(p>0.05). Table 4

Table 4. Differences of oxygen consumption according to seat height

| Variables       | Mean ± SD    |               |               |
|-----------------|--------------|---------------|---------------|
|                 | High seat    | Optimal seat  | Low seat      |
| VO <sub>2</sub> | 24.41 ± 3.44 | 22.51 ± 3.08* | 21.94 ± 2.85* |

VO<sub>2</sub>: oxygen consumption (ml·kg<sup>-1</sup>·min<sup>-1</sup>)  
\*present p<0.05 compared with high seat

### 4. 논의

자전거 안장높이 조절은 일반인들이 자전거를 자신의 신체에 맞게 조율하기 위해 사용하는 가장보편적인 방법이다. 최적의 안장높이를 찾는 기준은 하지 분절에서 최대의 힘과 효율성을 찾기 위한 선행연구를 통하여 결정되어왔다[15]. 자전거 경기에서 최상의 힘을 발휘하고 운동 수행력을 최대한 이끌어내는 것도 중요하지만 신체에 부담이 가지 않도록 과학적인 방법으로 자전거를 타는 것이 더욱 중요하다. 자전거와 요통에 대한 선행연구들은 많았지만 자전거 안장높이 차이에 따른 요추부 근 활성화도간의 상관관계를 분석한 연구는 미비하였다. 본 연구에서는 3가지 조건의 안장높이에 따라 발생하는 요추부 근 활성화도 및 산소 소모량의 차이를 분석한 결과 내복사근은 높은 안장이 최적 안장 과 낮은 안장 사이에 유의한 차이가 있었고, 산소 소모량도 높은 안장이 최적 안장과 낮은 안장에 비해 유의하게 큰 것으로 나타났다(p<0.05).

척추 안정화는 일반인들의 체력과 건강을 증진시키기 위한 기초가 되고 환자들의 재활이나 운동선수들 훈련 시 부상을 방지하며, 효율적으로 운동을 수행하기 위한 매우 중요한 요소이다[16]. Panjabi 등(1992)의 연구에서 척추의 안정화는 불수의적 구조, 수의적 구조, 제어적 구조로 이루어져 있다고 하였다[10]. 불수의적 측면은 디스크, 인대, 척추, 척추사이 관절, 관절낭 그리고 근육의 장력에 의해 이루어지고, 수의적 측면은 척추분절 사이의 근육과 힘줄에 의해 이루어진다. 제어적 구조는 근육, 힘줄 및 인대에 존재하는 감각 수용기에서 움직임 감지하여 뇌로 신경전달하고 그에 상응하는 피드백에 의해 척추의 안정화가 이루어진다. 척추의 안정성이 저하되게

되면 요통을 일으키는 주요 원인이 된다[17]. 척추의 안정화를 잡아 주는 내재근의 역할은 복부근육과 요추근육 중 어느 한쪽만 우세하지 않고 균형 있게 수축시키는 것이다[18]. 만성요통을 가지고 있는 환자는 신체의 움직임에 따라 정상인과는 다르게 보호 동작을 하게 된다. 보호 동작에 대한 명확한 정의는 아직 내려지지 않았지만 허리를 굽힐 때 요추 근육이 충분히 이완되지 않는 것으로 알려져 있다[19]. 자전거를 타는 사람 중 요통을 가지고 있는 사람들은 굽힘 패턴의 요통을 호소한다[20]. 굽힘 패턴 요통의 발생 원인은 자전거를 탈 때 굽힘 및 회전된 흉·요추 접합부에 하지 분절에서 발생한 부하의 전달 [21, 22], 지속적인 요추 굽힘에 의해 비수축성 조직의 미세손상의 축적[23], 요추부의 과 요추부의 과도한 굽힘에 따라 근육의 수축력이 없어질 때 유발되는 굽힘-이완 현상이 있다[24,25].

본 연구에서 자전거 안장높이가 높아질수록 요추의 굽힘 각도가 커지고 이는 근육의 굽힘-이완 현상을 유발하여 다열근과 척추기립근의 근 활성화도가 감소할 것이라 가설을 세웠지만 자전거 안장높이가 증가함에 있어서 굽힘-이완 현상이 나타나지 않았고 세 가지 안장 높이 차이에 따라 다열근 및 척추기립근의 근 활성화도는 유의한 차이를 보이지 않았다( $p>0.05$ ). 굽힘-이완 현상이 발생하지 않은 원인은 요추의 굽힘 각도가 굽힘-이완 현상이 발생하는 범위까지 굽힘 되지 않은 것으로 여겨진다. Muyor 등(2013)은 자전거를 탈 때 요추 굽힘 각도와 요추의 최대 굽힘 각도를 비교한 연구에서 자전거를 탔을 때의 요추의 굽힘 각도는 평균 22.27°였고 요추의 최대 굽힘 각도는 평균 31.75°이었다[8]. 이와 같이 두 조건에서 요추 굽힘 각도를 비교한 연구를 바탕으로 봤을 때 최적 높이 안장으로 타는 자전거 자세에서는 굽힘-이완 현상이 나타나기 어렵다는 것을 알 수 있다.

본 연구에서 내복사근은 높은 자전거 안장에서 근 활성화도가 유의하게 큰 것을 볼 수 있었다. 내복사근의 기능은 체간의 움직임 시 복압상승, 호흡조절, 몸통회전, 호흡조절 그리고 골반의 가쪽 기울임을 담당하고 있다. 이전의 연구에서는 평소 타는 안장보다 높은 안장에서 엉덩관절의 가동범위와 대퇴이두근의 근 활성화도가 유의하게 증가 되었다[26]. 엉덩관절 가동범위와 대퇴이두근의 근 활성화도 증가는 좌우 교대로 페달링을 했을 때 골반의 회전 움직임이 높은 안장일 때 더 크게 발생한다는 것을 알 수 있다. 이에 따라 본 연구에서도 높은 안장일 때 골반

의 증가된 회전 움직임에 따라 내복사근의 활성화도가 증가된 것으로 예상된다.

외복사근의 경우 내복사근과 함께 체간을 회전시키는 근육이다. 체간 회전은 회전방향과 반대쪽에 있는 외복사근과 동측 내복사근의 수축으로 인해 일어나게 된다 [27]. 본 연구에서 외복사근의 근 활성화도는 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않지만( $p>0.05$ ), 내복사근과 외복사근의 근 활성화도를 비교 하였을 때 두 근육이 자전거 안장 높이가 높아질수록 증가하는 것을 알 수 있었다. 높은 안장 높이와 비교했을 때 내복사근과 외복사근의 근 활성화도가 증가된 비율을 살펴보면 최적 안장 높이보다 각각 23.44%와 23.57%가 증가했고 낮은 안장 높이보다 각각 39.84%와 31.04%가 증가된 것을 볼 수 있었다. 외복사근의 근 활성화도가 통계학적으로 유의한 차이가 없는 이유는 근전도 측정을 오른쪽 근육만 실시했기 때문이라 생각된다. 오른쪽 내복사근은 우세측 근육인 반면에 오른쪽 외복사근은 비우세측 근육이기 때문에 내복사근과 같이 유의한 결과가 나오지 않은 것으로 생각된다.

Peveler 등(2011)의 연구에서는 자전거의 안장 높이를 인심(inseam: 바닥부터 사타구니까지 길이)의 109%, 무릎 각도가 25°와 35° 굽힘되는 3가지로 변화를 주었을 때 무릎각도가 25°일 때 부상이 예방되고 산소소모량이 가장 적은 것을 볼 수 있었다[28]. Ferrer 등(2014)의 연구에서는 훈련 된 선수들이 자신에게 맞는 안장높이에서 2%의 증감 변화를 주었을 때 하지의 각 관절별 굽힘과 폼 각도와 산소소모량의 변화에 대한 연구를 하였다. 그 결과 낮은 안장일 때 산소 소모량이 가장 낮았으며 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 운동역학적인 변화는 안장이 높을수록 폼은 증가하고 굽힘은 감소하였다[15]. 본 연구에서도 선행연구와 같이 높은 안장일 때 유의하게 산소 소모량이 크게 나타났다( $p<0.05$ ). 이는 높은 안장 자전거를 탈 때 엉덩관절의 움직이기 위한 근육의 활성화도가 증가한 선행 연구 결과를 통해 이는 더 많은 에너지 생산이 요구되었다는 것을 알 수 있다[26].

본 연구의 제한점은 첫째, 실험 참가자가 일반인에 국한 되어있다는 점이다. 선수들은 자전거 피팅을 할 때 손잡이의 길이, 프레임의 사이즈, 안장 높이, 페달의 위치, 안장의 앞뒤 기울기와 같은 부분들이 포함된다. 하지만 본 연구에서는 일반인이 자전거를 피팅 할 때 가장 손쉽게 작업할 수 있는 안장 높이 변화에 따른 연구를 진행하였기 때문에 선수들에게 직접적인 적용은 제한될 수 있

다. 둘째, 평가 시 편측 근육의 활성화도만 측정하였다는 점이다. 내·외복사근은 각 각 반대쪽에 있는 근육끼리 활성화되어 체간의 회전 움직임을 만들게 된다. 하지만 본 실험에서는 오른쪽에 있는 근육들만 측정하였기 때문에 오른쪽 내복사근과 함께 동원되는 왼쪽 외복사근의 영향을 고찰하지 못하였다. 향후 연구에서는 실험 대상자를 일반인뿐 만 아니라 선수까지 확대하고 양측의 근육의 근활성도와 허리 안정성에 영향을 줄 수 있는 비수축성 조직에 대한 연구가 필요할 것으로 여겨진다.

## 5. 결론 및 제언

본 연구에서는 개인 신체 특성에 맞게 자전거를 조율하는 방법 중 일반적으로 가장 간편하게 수정 할 수 있는 자전거 안장 높이 변화에 따른 요추부 근 활성화도 및 산소 소모량에 대한 연구를 하였다. 높은 안장에서 내복사근이 다른 안장 높이에 비해 유의하게 큰 근 활성화도를 보였으며 산소 소모량도 유의하게 높았다( $p < 0.05$ ). 회전수와 부하를 일정하게 통일 하였음에도 높은 안장 높이에서 산소소모량이 가장 높다는 것은 효율성이 가장 낮다는 것을 의미하기 때문에 안장의 높이는 무릎각도가 25 ~ 35°인 것을 추천할 수 있다.

## REFERENCES

- [1] S. Jäppinen, T. Toivonen & M. Salonen. (2013). Modelling the potential effect of shared bicycles on public transport travel times in Greater Helsinki: An open data approach. *Applied Geography*, 43(0), 13-24.
- [2] S.-W. Hsiao & Y.-C. Ko. (2013). A study on bicycle appearance preference by using FCE and FAHP. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(4), 264-273.
- [3] V. Balasubramanian & S. Jayaraman. (2009). Surface EMG based muscle activity analysis for aerobic cyclist. *J Bodyw Mov Ther*, 13(1), 34-42.
- [4] B. R. Yoo & S. K. Hwang. (1996). The effects of bicycle exercise on physical fitness and blood components in the middle aged women. *Korean Journal of Physical Education*, 35(2), 2167-2175.
- [5] H. H. Christiaans & A. Bremner. (1998). Comfort on bicycles and the validity of a commercial bicycle fitting system. *Appl Ergon*, 29(3), 201-211.
- [6] W. S. Han. (2013). Sport science: Bike fitting and sport science. *Sport Science*. 124, 46-55.
- [7] W. Van Hoof, K. Volckaerts, K. O'Sullivan, S. Verschueren & W. Dankaerts. (2012). Comparing lower lumbar kinematics in cyclists with low back pain (flexion pattern) versus asymptomatic controls—field study using a wireless posture monitoring system. *Man Ther*, 17(4), 312-317.
- [8] J. M. Muyor, P. A. López-Miñarro & F. Alacid. (2013). Comparison of sagittal lumbar curvature between elite cyclists and non-athletes. *Science & Sports*, 28(6), e167-e173.
- [9] J. Srinivasan & V. Balasubramanian. (2007). Low back pain and muscle fatigue due to road cycling—An sEMG study. *J Bodyw Mov Ther*, 11(3), 260-266.
- [10] M. M. Panjabi. (1992). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5(4), 390-396.
- [11] N. P. Reeves, K. S. Narendra & J. Cholewicki. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(3), 266-274.
- [12] J. H. van Dieen, I. Kingma & P. van der Bug. (2003). Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *J Biomech*, 36(12), 1829-1836.
- [13] R. R. Bini, P. A. Hume & A. E. Kilding. (2014). Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *Eur J Sport Sci*, 14(1), 44-52.
- [14] V. Ferrer-Roca, R. Bescós, A. Roig, P. Galilea, O. Valero & J. Garcia-López. (2014). Acute Effects of Small Changes in Bicycle Saddle Height on Gross Efficiency and Lower Limb Kinematics. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(3), 784-791.
- [15] V. Ferrer-Roca, R. Bescos, A. Roig, P. Galilea, O. Valero & J. Garcia-Lopez. (2014). Acute effects of small changes in bicycle saddle height on gross efficiency and lower limb kinematics. *J Strength Cond Res*, 28(3), 784-791.
- [16] W. P. Liemohn, T. A. Baumgartner & L. H. Gagnon. (2005). Measuring core stability. *J Strength Cond Res*, 19(3), 583-586.
- [17] J. Borghuis, A. L. Hof & K. A. Lemmink. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Med*, 38(11), 893-916.
- [18] J. Cholewicki & S. M. McGill. (1996). Mechanical

stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 11(1), 1-15.

[19] M. van der Hulst, M. M. Vollenbroek-Hutten, J. S. Rietman & H. J. Hermens. (2010). Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the “guarding” hypothesis? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 31-38.

[20] A. F. Burnett, M. W. Cornelius, W. Dankaerts & B. O’Sullivan P. (2004). Spinal kinematics and trunk muscle activity in cyclists: a comparison between healthy controls and non-specific chronic low back pain subjects—a pilot investigation. *Man Ther*, 9(4), 211-219.

[21] A. Burnett, P. O’Sullivan, L. Ankarberg, M. Gooding, R. Nelis, F. Offermann & J. Persson. (2008). Lower lumbar spine axial rotation is reduced in end-range sagittal postures when compared to a neutral spine posture. *Man Ther*, 13(4), 300-306.

[22] J. D. Drake & J. P. Callaghan. (2008). Do flexion/extension postures affect the in vivo passive lumbar spine response to applied axial twist moments? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(5), 510-519.

[23] J. S. Little & P. S. Khalsa. (2005). Human lumbar spine creep during cyclic and static flexion: creep rate, biomechanics, and facet joint capsule strain. *Ann Biomed Eng*, 33(3), 391-401.

[24] C. J. Colloca & R. N. Hinrichs. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther*, 28(8), 623-631.

[25] P. O’Sullivan, W. Dankaerts, A. Burnett, D. Chen, R. Booth, C. Carlsen & A. Schultz. (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(17), 2009-2016.

[26] J. S. Choi, D. W. Kang, J. W. Seo, J. H. Bae & G. R. Tack. (2012). Effects of increased saddle height on length and activity pattern of vastus lateralis and biceps femoris muscle. *Korean Society for Sociology of Sport*, 22(4), 413-419.

[27] E. A. Andersson, H. Grundstrom & A. Thorstensson. (2002). Diverging intramuscular activity patterns in back and abdominal muscles during trunk rotation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(6), E152-160.

[28] W. W. Peveler & J. M. Green. (2011). Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well-trained cyclists. *J Strength Cond Res*, 25(3), 629-633.

최 원 재(Choi, Won Jae)

[정회원]



- 2010년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과(물리치료학사)
- 2011년 8월 : 삼육대학교 물리치료학과(이학석사)
- 2015년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과(이학박사)
- 2013년 9월 ~ 현재 : SMART 재활 연구소 선임 연구원
- 관심분야 : 재활, 인지, 노인, 신경계
- E-Mail : wjchoi0223@gmail.com

이 충 호(Lee, Choong Ho)

[정회원]



- 2009년 3월 ~ 2013년 3월 : 삼육대학교 물리치료학과(물리치료학사)
- 2013년 3월 ~ 2016년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과(이학석사)
- 2017년 11월 ~ 현재 : 바른몸한방병원 물리치료사
- 관심분야 : 근골격계물리치료, 스포츠물리치료
- E-Mail : ggujji0502@naver.com

정 지 혜(Jung, Ji Hye)

[정회원]



- 2007년 2월 : 서남대학교 물리치료학과(보건학사)
- 2013년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과(이학석사)
- 2016년 9월 : 삼육대학교 물리치료학과(박사과정 수료)
- 2007년 12월 ~ 현재 : 한걸음재활요양병원
- 관심분야 : 뇌졸중, 신경계, 재활, 생체디먹입
- E-Mail : jihye3752@gmail.com

이 승 원(Lee, Seung Won)

[정회원]



- 2002년 2월 : 삼육대학교 물리치료학과(보건학사)
- 2004년 2월 : 삼육대학교 대학원 물리치료학과(이학석사)
- 2008년 2월 : 삼육대학교 대학원 물리치료학과(이학박사)
- 2008년 9월 ~ 현재 : 삼육대학교 물리치료학과 부교수
- 관심분야 : 운동치료, 근골격물리치료
- E-Mail : swlee@syu.ac.kr