

사이클 안장 높이 증가가 대퇴 외측광근과 대퇴이두근의 길이 및 활성화 패턴에 미치는 영향

최진승^{1,2} · 강동원³ · 서정우³ · 배재혁³ · 탁계래^{1,2}

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

Effects of Increased Saddle Height on Length and Activity Pattern of Vastus Lateralis and Biceps Femoris Muscle

Jin-Seung Choi^{1,2} · Dong-Won Kang³ · Jeong-Woo Seo³ · Jae-Hyuk Bae³ · Gye-Rae Tack^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

²Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

³Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University, Chungju, Korea

Received 31 October 2012; Received in revised form 18 December 2012; Accepted 28 December 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effects of increased saddle height on the length and activity pattern of vastus lateralis (VL) and biceps femoris (BF) muscle. To compare the effects of increased saddle height, Preferred (self-selected height of subject) and High saddle height (approximately 5% higher saddle height than self-selected) were used. Seven elite cyclists (career: 16.1±8.5 years) participated in 3 min. sub-maximal pedaling tests under the same cadence (90 RPM) and pedaling power (150 W). Hip and knee joint angles, and the length and activity of VL and BF were compared by measuring 3D motion and electromyography (EMG) data. Results showed that there were significant differences in peak extension timing of the hip joint angle and the range of motion of the hip and knee joint between different saddle heights. Although there were significant differences in muscle length of both muscles with increasing saddle height, the timing and amount of muscle activity differed only at the BF. These findings suggest that the timing and amount of bi-articular muscle activity (i.e. BF) can be altered by changing the saddle height. For practically applying these results, further study is necessary to evaluate the effects of various cadence and the pedaling power with various saddle heights.

Keywords : Pedaling, Saddle Height, Muscle Length, Muscle Activity Pattern, EMG

I. 서 론

사이클 페달링은 인체에서 생성되는 힘과 모멘트를 페달과 크랭크를 통해 사이클 추진력으로 전환시키는 운동이다(Pruitt & Matheny, 2006). 생체역학적 관점의 사이클 페달링 분석 시

중요한 요소는 페달링 수행(performance)과 경제성(economy)이다. 이는 각각 페달링 파워의 극대화과 최적의 에너지 소비를 의미하며, 탑승자의 부상 방지(injury prevention)를 위한 접근도 동시에 이루어져야 한다(Pruitt & Matheny, 2006). 페달링 시 페달링 파워와 모멘트를 발생시키는 인체 내의 주요 동력원은 근육이다. 하지의 근육은 페달링 시 크랭크 회전 구간(phase)에 따라 각기 다른 형태의 주동근(agonist)- 길항근(antagonist)의 상호 활성화 패턴(activation and co-activation patterns)을 나타낸다(So, Ng, & Ng, 2005; Hug & Dorel, 2009). 이에 따라 페달링의 수행력 혹은 경제성에 대한 해석 시 본질적으로 근육의 활성화 패턴에

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
이 논문은 2012학년도 건국대학교의 지원에 의하여 연구되었음.

대한 고찰이 필요하다.

일반적으로 안장 높이에 대한 연구는 페달링의 목적에 따라 최적의 안장 높이를 도출하고자 하는 연구가 시도되어 왔다. Hamley & Thomas(1967)는 인심(inseam: 바닥부터 낭심까지의 길이) 길이의 109%의 안장 높이가 최적 페달링을 위한 안장 높이라고 제안한 바 있으며(Pruitt & Matheny, 2006), Holmes, Pruitt, & Whalen(1991)은 페달을 가장 낮은 지점까지 신전한 상태에서의 무릎 각도가 25~35도가 되는 범위가 부상방지를 위한 적정 안장 높이로 제안한 바 있다. 또 Peveler & Green(2011)은 인심의 109%, 무릎각도 25도와 35도 방법을 비교한 연구를 통해 무릎 각도가 25도일 때 산소소모량과 페달링 파워에서 모두 가장 좋은 결과로 보고하였다. 하지만 현재까지 명확한 정설은 없으며, 특히 페달링 시 안장 높이의 효과와 근육의 활성화 패턴에 대한 고찰은 더욱 부족한 실정이다.

안장 높이(saddle height)의 변화는 하지의 운동학적 변화를 통해 근육의 길이(muscle length)와 수축 속도(contraction velocity)에 변화를 가져올 수 있다(So et al., 2005; Sanderson & Amoroso, 2009). 이와 관련해 페달링 파워와 최적의 안장 높이의 선정 방법에 관한 연구가 최근까지 다양하게 시도되었으나(Pruitt & Matheny, 2006; Bini, Hume, & Croft, 2011; Peveler & Green, 2011), 안장 높이와 부하, 분속수에 따라 다양한 논쟁이 이루어지고 있다. 또한, 근육은 해부학적 부착형태에 따라 단관절 근육(mono-articular muscle)과 다관절 근육 (multi-articular muscle)으로 나눌 수 있으며, 이는 고관절, 무릎관절, 발목관절의 상대적인 신전과 굴곡정도에 따라 그 역할이 달라질 수 있다(So et al., 2005). Sanderson, Martin, Honeyman, & Keefer(2006)의 연구에서 분속수(cadence) 변화를 통한 페달링 시 발목관절의 신전에 관여하는 대표적인 두관절 근육(bi-articular muscle)인 비복근(gastrocnemius muscle)과 단관절 근육(mono-articular muscle)인 가자미근(soleus muscle)의 근육 활성화 패턴 차이를 살펴본 바 있으며, Jacobs, Bobbert, & van Ingen Schenau(1993) 등은 단관절 근육은 주로 파워 생성에 관여하며 다관절 근육은 관절에 작용하는 합성모멘트(net moment)의 세밀한 통제(fine regulation)에 관여한다고 보고하였다. 따라서 페달링 시 단관절과 다관절 근육에 따른 고찰이 필요하다.

최근에 근육의 길이와 활성화의 관점에서 Sanderson & Amoroso(2009)의 연구는 고정된 분속수와 부하에서 안장 높이에 따른 비복근과 가자미근을 비교하여, 페달링에 기여하는 두 근육의 길이 변화와 역할을 연구한 바 있다. 하지만 발목의 움직임은 페달링 전략적 측면과 보다 밀접한 관련이 있으며, 대퇴근육은 실질적인 파워 생성과 더욱 밀접한 관계가 있다(Cannon, Kokhorst, & Cipriani, 2007). 대표적인 단관절 근육인 대퇴의 외측광근(vastus lateralis muscle)은 파워 구간(power phase or propulsion phase)에서 크랭크 회전 시 추진력에 필요한

기계적 에너지의 34~39%의 기여를 하는 것으로 보고된 바 있으며(Raasch, Zajac, Ma, & Levine, 1997), 이는 다른 어떤 근육보다 큰 기여도이다.

이와 함께 대퇴이두근(biceps femoris muscle)은 대표적인 두관절 근육(bi-articular muscle)으로 외측광근과는 대체로 주동근-길항근 관계를 가진다. 따라서 페달링 수행력과 관련하여 보다 명확한 해석을 위해 안장 높이에 따른 대퇴근의 길이 변화와 근육 활성화를 살펴볼 필요가 있다.

본 연구의 목적은 안장 높이의 변화가 대퇴 근육의 길이와 활성화 패턴에 미치는 영향을 살펴보고자 한다. 이를 위해 사이클 페달링에 능숙한 선수 피험자를 대상으로, 기존에 선호하는 안장 높이와 보다 높은 안장높이(선행연구에서 권장하는 방법에 의한 안장높이)에서의 페달링 시, 대퇴의 대표적인 단관절 근육인 외측광근과 다관절 근육인 대퇴이두근의 길이 변화와 활성화 패턴의 변화를 살펴보는 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구는 사이클 경력이 있고, 현재 경륜선수로 등록되어 있는 선수 7명을 대상으로 실험하였다. 모든 피험자는 국민체육진흥공단 경주사업본부에 등록되어 있으며, 최근 1년간 부상이 없는 선수로 선정하였다. 피험자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다. 피험자는 실험 전, 실험내용을 충분히 숙지하고 실험 동의서에 서명하였다.

Table 1. Subject characteristics

| Subject | Age (year) | Height (cm) | Weight (kg) | Career (year) | Saddle height (cm) | |
|-----------|------------|-------------|-------------|---------------|--------------------|------------|
| | | | | | Preferred | High |
| 1 | 32 | 179 | 83 | 20 | 72.8 | 75.8 |
| 2 | 31 | 178 | 87 | 9 | 70.4 | 73.8 |
| 3 | 32 | 173 | 79 | 20 | 69.5 | 72.7 |
| 4 | 33 | 174 | 75 | 19 | 70.5 | 73.9 |
| 5 | 31 | 182 | 85 | 8 | 72.3 | 75.3 |
| 6 | 42 | 169 | 82 | 30 | 63.9 | 66.8 |
| 7 | 34 | 174 | 88 | 7 | 70.0 | 73.3 |
| Mean (SD) | 33.6 (3.9) | 175.5 (4.3) | 83.1 (4.6) | 16.1 (8.5) | 69.9 (2.9) | 73.1 (3.0) |

Note. Preferred: self-selected saddle height; High: higher saddle height than self-selected

2. 실험 장비

모든 페달링 실험은 실제 페달링이 가능하며 사이클 프레임 사이즈의 조절이 가능한 고정형 사이클 승차조절기에서 수행되

었다(Bae, Choi, Kang, Seo, & Tack, 2012). 이를 이용해 피험자가 실제 사용하고 있는 사이클의 크기와 동일하게 적용하였으며, 본 연구 목적에 따라 안장 높이만을 조절하였다. 페달링 시 Tacx사의 I Magic trainers 프로그램을 이용하여 모든 피험자가 페달링 파워(150 W)와 분속수(90 RPM)를 유지하였다. 이를 검증하기 위해 크랭크에 SRM powermeter (Schoberer Rad Messtechnik, Germany)를 장착하여 페달링 파워와 분속수를 측정하였다. 모든 인체 측정은 오른쪽 하지에만 국한하였으며, 실험 시 동작데이터 획득을 위해 적외선카메라 6대로 구성된 3차원 동작분석시스템(Motion Analysis System Corp., USA)을 사용하였다. 마커셋은 Plug-in set을 바탕으로 하지에 4개의 반사마커를 부착하였다(Figure 1). 상전장골돌기 마커(ASIS marker)는 위앞쪽 장골 돌기(anterior superior iliac spine), 대전자 마커(greater trochanter marker)는 대퇴의 대전자(great trochanter of femur)의 외측 큰 돌기, 무릎마커(Knee marker)는 외측 대퇴부 상완골내측상과(lateral epicondyle of the knee), 발목마커(Ankle marker)는 외측 복사뼈(lateral malleolus)에 부착하였다. 모든 마커는 정확한 동작 데이터를 얻기 위해, 관절의 축(axis)이나 중심(center)에 부착하였다. 또 크랭크의 회전각도를 측정하기 위해 크랭크와 페달의 중심에 추가 2개의 마커를 부착하였다. 근육활성도를 측정하기 위해 근전도 측정시스템(Trigno wireless EMG systems, Delsys Inc., USA)을 사용하여 외측광근(vastus lateralis muscle, VL)과 대퇴이두근(biceps femoris muscle, BF)의 근전도를 측정하였다. 근전도 전극은 무선으로 작동범위 40 m, 전송주파수 2.4 GHz, CMRR > 80 dB의 특징을 가졌으며, 피부 면도와 소독 후 부착하였다. 3차원 동작분석시스템과 근전도 측정시스템은 시작시점을 동기화하였으며, 각각 샘플링 주파수 120 Hz와 1200 Hz로 데이터를 획득하였다(Seo, Choi, Kang, Bae, & Tack, 2012).

3. 실험 절차

피험자는 스트레칭과 준비운동을 수행한 후 실험을 수행하였다. 페달링 실험은 기존에 피험자가 선호하는 안장 높이(preferred)와 높은 안장 높이(high)에서 각 3분간 일정한 파워(150 W)와 분속수(90 RPM)를 유지하도록 수행되었다. 먼저 Preferred 조건은 고정형 사이클 승차조절기에 각 피험자의 기존 사이클 프레임 사이즈 및 안장 높이를 적용하여 페달링을 수행하였다. High 조건은 Preferred 조건보다 약 3 cm 가량 높은 안장 높이로 동일한 조건하에서 페달링을 수행하였다(Table 1). 안장 높이 증가의 기준은 하지 신전 시(bottom dead center, BDC) 무릎 각도가 25~35도 범위를 사용하였으며, 모든 피험자에게 적용이 가능한 3~3.5 cm(기존 안장 높이의 약 5%)로 적용하였다. 무릎각도 25~35도 방법은 일반적으로 무릎 부상 방지와 페달링 수행에 권장되는 자세로 보고된 바 있다(Bini et al., 2011; Holmes et al., 1994; Peveler & Green, 2011).

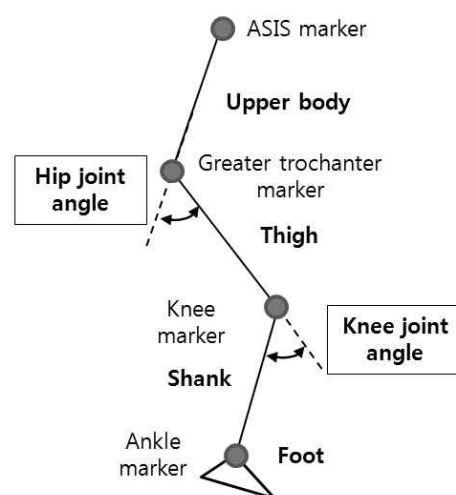


Figure 1. Definition of hip, knee and ankle joint angles and marker attachment (ASIS: anterior superior iliac spine)

4. 자료 분석

총 3분간의 페달링 동작데이터와 근전도 데이터에서 앞과 뒤의 30초 구간을 제외하고, 중간 2분간의 데이터만 분석에 사용하였다. 획득한 데이터의 잡음을 제거하기 위해 동작데이터는 차단주파수 10 Hz로 2차 0지연 Butterworth filter를 사용하여 저역 통과 필터링(low pass filtering)을 수행하였다. 크랭크와 페달에 부착한 마커 동작데이터로부터 크랭크가 회전하는 페달 암의 각도가 가장 높은 위치 0도(top dead center, TDC)와 가장 낮은 위치 180도(BDC)를 추출하였다. 이로부터 TDC에서 BDC까지의 구간을 파워구간(power phase), BDC부터 TDC까지의 구간을 회복구간(recovery phase)으로 선정하여 분석에 이용하였다. 고관절과 무릎관절 각도는 하지의 마커데이터로부터 시상면(sagittal plane)을 기준으로 산출하였다. 각도의 정의는 <Figure 1>와 같다(Hawkins & Hull, 1990; Sanderson et al., 2006).

산출된 각도데이터로부터 관절의 최대 신전시점(Peak extension timing)과 가동범위(ROM_{joint})를 구하였으며, Hawkins & Hull(1990)이 제시한 회귀식을 이용해 단관절 근육(mono-articular muscle)인 외측광근과 두 관절 근육(bi-articular muscle)인 대퇴이두근의 신체분절에 대한 상대적인 근육길이와 수축속도를 계산하였다(Equation 1).

$$L = C0 + C1\alpha + C2\beta + C3\beta^2 + C4\phi \quad (\text{Equation 1})$$

L은 근육의 길이이고 α , β , ϕ 는 각각 고관절, 무릎관절, 발목관절 굴곡 각도이다. C0~C4는 선행 논문에서 제시한 회귀계수이다(Hawkins & Hull, 1990).

이로부터 각 근육의 길이변화 범위(ROM_{muscle}), 단축성 수축 시작시점 (On-set timing of concentric contraction)과 신장성

Table 2. Results of all variables of preferred and high saddle height condition

(unit: mean±SD)

| Variables | Preferred | High | p-value | |
|-----------------------------------------------|------------------|---------------|---------------|--------|
| Power (W) | 154.1 ± 4.5 | 154.2 ± 3.4 | .835 | |
| Cadence (RPM) | 91.0 ± 0.6 | 90.9 ± 0.9 | .356 | |
| Peak extension timing (deg) | Hip joint | 192.3 ± 3.5 | 189.3 ± 3.5 | .010 * |
| | Knee joint | 166.1 ± 1.5 | 167.3 ± 2.1 | 0.84 |
| ROM_joint (deg) | Hip joint | 41.3 ± 2.2 | 43.6 ± 1.5 | .015 * |
| | Knee joint | 70.8 ± 4.3 | 76.8 ± 3.0 | .000 * |
| ROM_muscle (% segment length) | Vastus lateralis | 0.106 ± 0.010 | 0.137 ± 0.009 | .000 * |
| | Biceps femoris | 0.061 ± 0.002 | 0.063 ± 0.002 | .050 * |
| On-set timing of concentric contraction (deg) | Vastus lateralis | 337.3 ± 10.3 | 343.0 ± 7.9 | .171 |
| | Biceps femoris | 121.7 ± 7.3 | 133.1 ± 4.9 | .000 * |
| On-set timing of eccentric contraction (deg) | Vastus lateralis | 166.1 ± 1.6 | 166.9 ± 1.1 | .140 |
| | Biceps femoris | 295.4 ± 2.4 | 296.9 ± 2.1 | .025 * |
| Duration of eccentric contraction (deg) | Vastus lateralis | 171.1 ± 10.4 | 176.1 ± 8.2 | .229 |
| | Biceps femoris | 186.3 ± 6.1 | 196.3 ± 4.5 | .000 * |
| Σ normalized iEMG of power phase | Vastus lateralis | 51.0 ± 9.3 | 51.3 ± 6.0 | .917 |
| | Biceps femoris | 39.6 ± 15.5 | 46.7 ± 9.4 | .014 * |
| Σ normalized iEMG of recovery phase | Vastus lateralis | 10.4 ± 3.8 | 9.5 ± 3.7 | .525 |
| | Biceps femoris | 22.7 ± 12.1 | 27.5 ± 10.1 | .151 |

Note. Preferred: self-selected saddle height; High: higher saddle height than self-selected

수축 시작시점 (On-set timing of eccentric contraction), 신장성 수축구간(Duration of eccentric contraction)을 도출하여 비교하였다.

근전도 데이터는 4차 0지연 Butterworth filter를 사용하여 15~500 Hz로 대역 통과 필터링(band pass filtering) 하였다. 전파 정류(full wave rectification)를 실시하고 40 ms의 평균을 이용하여 평활화(smoothing)하였다(Albertus-Kajee, Tucher & Derman, 2010). 근전도 데이터는 각 개인의 최대 활성화 크기로 평준화하여 나타냈다. 이를 이용하여 파워구간과 회복구간에서의 활성화 총량 (각각 Σnormalized iEMG of power phase, Σnormalized iEMG of recovery phase)을 추출하여 비교하였다.

5. 통계 처리

두 가지 안장높이에서 관절의 최대 신전시점과 가동범위, 근육의 길이변화 범위, 신장성 및 단축성 수축 시작시점과 구간, 근전도를 이용한 파워구간과 회복구간의 근활성도 총량 의 비교를 위해, SPSS 19.0(SPSS, Inc., USA)을 사용하여 대응표본 t 검정(paired t-test)을 수행하였다. 유의수준은 α=.05로 하였다.

III. 결 과

먼저, 실험 시 제어한 일정한 분속수와 파워가 유지됨을 확인하였고(Table 2), 이로부터 안장 높이에 따른 효과만을 비교하였다.

1. 하지 관절각도 결과

하지 관절 각도의 평균 궤적은 <Figure 2>와 같았고, 각도로부터 산출된 관절 최대 신전시점 및 관절 가동범위는 <Table 2>에 나타냈다. 그 결과, 최대 신전시점은 고관절에서 High 조건에서 Preferred 조건보다 통계적으로 유의하게 빨랐고, 무릎관절에서는 차이가 없었다. 관절의 가동범위는 고관절과 무릎관절에서 모두 High에서 통계적으로 증가했다.

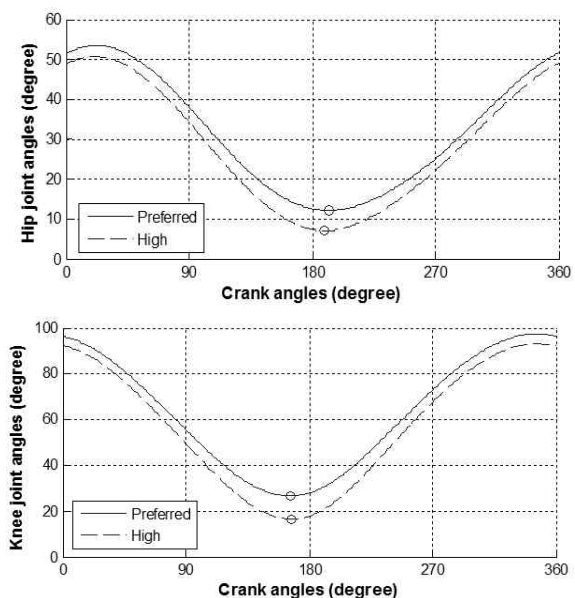


Figure 2. Mean ensemble curves of hip and knee joint angle (Preferred: self-selected saddle height, High: higher saddle height than self-selected, 'o': peak extension timing)

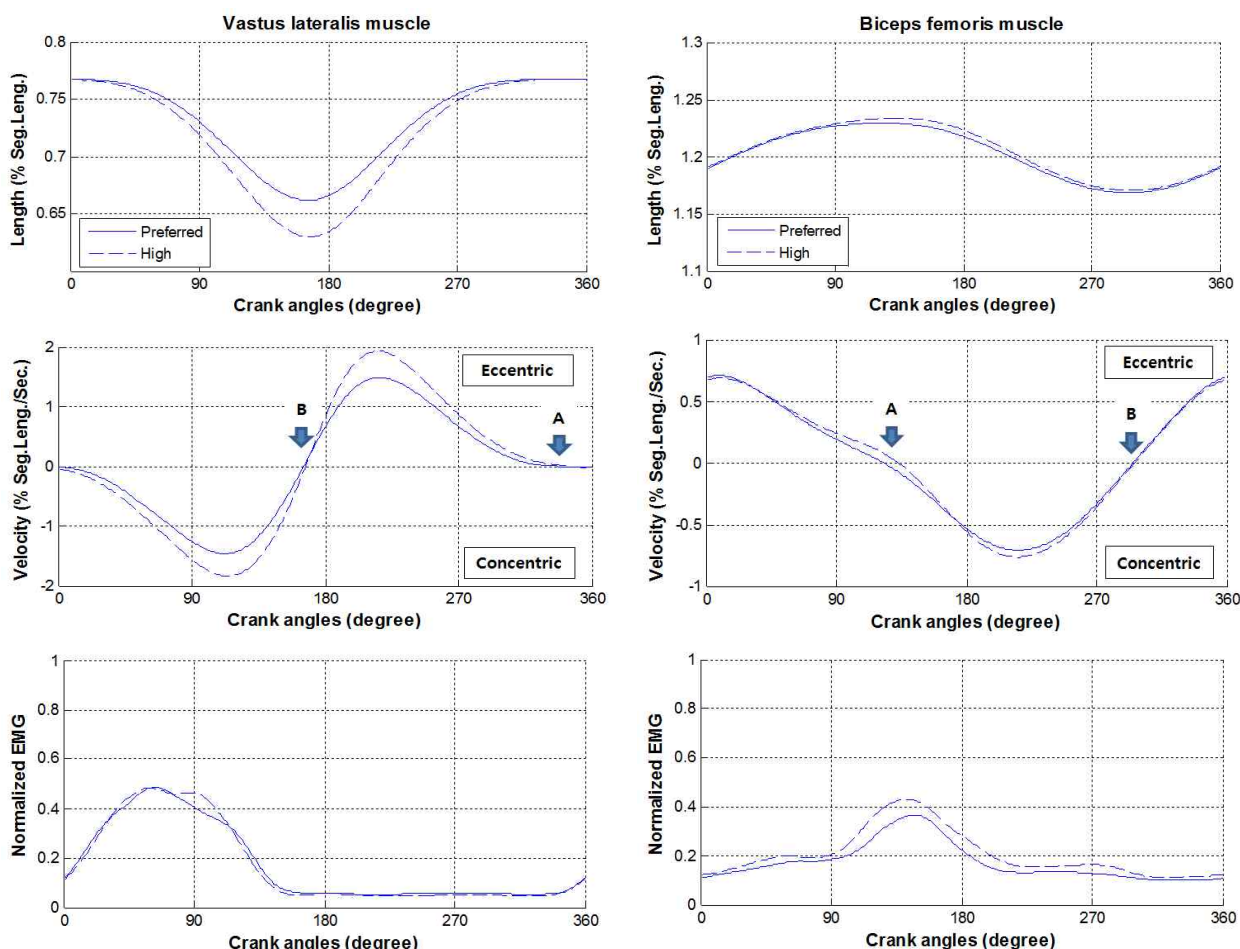


Figure 3. Mean ensemble curves of muscle length, muscle contraction velocity and normalized EMG (preferred: self-selected saddle height, High: higher saddle height than Preferred, A: On-set timing of concentric contraction, B: On-set timing of eccentric contraction)

2. 근육의 길이와 활성화 결과

외측광근과 대퇴이두근의 평균 길이와 수축속도 변화, 근육 활성화 패턴은 <Figure 3>에 나타난 바와 같고, 근육의 길이변화 범위, 근육의 단축성 수축 시작시점과 신장성 수축 시작시점, 신장성 수축 구간, 파워구간과 회복구간의 근육 활성화 총량의 결과는 <Table 2>와 같다.

그 결과, 외측광근과 대퇴이두근에서 모두 High 조건에서 통계적으로 더 넓은 길이변화 범위를 나타냈다.

근육의 단축성 수축 및 신장성 수축 시작시점은 외측광근에서는 차이가 없었으나, 대퇴이두근에서는 High 조건에서 더 늦은 시점에 단축성 및 신장성 수축이 시작되었고, 더 긴 시간의 신장성 수축 구간이 나타났다.

근육 활성화 총량은 파워구간의 대퇴이두근에서만 High 조건에서 통계적으로 더 많은 양이 활성화되었다.

IV. 논 의

페달링 시 안장 높이 변화를 통한 자세의 변화는 관절 운동 범위의 변화를 통해 근육의 길이와 수축 속도에 직접적인 영향을 미칠 수 있다(So et al., 2005). 페달링 시 근육의 활성화 패턴은 부하(load)에 따른 페달링 파워, 분속수(cadence), 자세(position)와 페달링 전략(strategy) 등에 의해 영향을 받을 수 있다.

이에 안장 높이 변화의 효과만을 고려하기 위해서는 일정한 파워와 분속수를 이용한 검증이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 동일한 부하와 분속수로 페달링 시 선수 피험자가 기존에 선호하는 안장 높이와 보다 높은 안장높이에서 대퇴의 대표적인 단관절 근육인 외측광근과 다관절 근육인 대퇴이두근의 길이 변화와 활성화 패턴의 차이를 확인하였다.

먼저, 실험에 사용된 높은 안장 높이의 결정은 모든 선수 피험자에게 일괄적으로 기존 안장 높이의 5%를 증가시켰고, 이러한 범위는 선행연구에서 긍정적인 안장 높이로 제시한 바 있는

범위(무릎 각도 25~35도)를 만족하였다(Bini et al., 2011). 이러한 방법은 안장 높이의 변화가 각 피험자의 익숙한 안장 높이를 벗어남에도 불구하고, 무릎관절에 무리를 주지 않고(Holmes et al., 1991) 꾸준히 훈련할 경우에 긍정적인 효과를 나타낼 수 있는 안장 높이(Peveler & Green, 2011)로 선정하여 비교하기 위해 적용하였다.

실험 수행 시 일정한 페달링 분속수와 파워가 유지되도록 제한하였고, 각 일정한 결과를 확인하였다(Table 2). 따라서 안장 높이에 따른 효과만을 비교할 수 있었다. 증가된 안장 높이에서 고관절과 무릎관절의 가동범위가 증가하였으며, 고관절의 최대 신전 시점은 통계적으로 유의하게 빨라졌다. 이는 높은 안장 높이에 따라 고관절의 굴곡각도가 비교적 작게 이루어져서 나타난 결과로 사료된다(Seo et al., 2012). 이와 함께 외측광근과 대퇴이두근의 길이 변화 범위도 공통적으로 증가하였다. 하지만, 수축 시점과 활성화 패턴에서는 두 근육이 차이를 보였다. 외측광근의 경우, 신장성 및 단축성 수축 시점과 근육 활성화 양에서 차이가 나타나지 않았다. 이에 반해 대퇴이두근의 경우, 신장성 및 단축성 수축 시점이 늦어졌으며, 신장성 수축 구간의 증가로 이어졌다. 근육 활성화 양에서도 파워구간에서 통계적으로 유의하게 증가하였다(Table 2). 즉, 대퇴이두근은 안장 높이 증가에 따라 근육 활성화 시점 및 크기에서 변화가 발생하였다.

이는 안장 높이별, 분속수별 비교 실험을 수행한 선행 연구에서 두 관절 근육인 비복근과 대퇴이두근의 신장성 수축 패턴이 분속수와는 관련이 없고 안장 높이에 밀접한 관련이 있는 것으로 보고한 것과 일치하였다(Connick & Li, 2012). 또한 안장 높이에 따라 단관절 근육인 가자미근과 두 관절 근육인 비복근을 비교한 선행 연구 결과에서, 가자미근의 길이와 수축 속도에서 차이가 나타났으나 근육활성화 양에서는 차이를 보이지 않았던 점과 비복근은 활성화 시점과 활성화 양에서 차이를 나타낸 결과와도 일치하였다(Sanderson & Amoroso, 2009).

일반적으로 단관절 근육인 외측광근은 무릎 신전근으로써, 페달링 시 파워를 생성하는 주요한 역할을 담당한다. 이에 반해 두 관절 근육인 대퇴이두근은 고관절 신전과 동시에 무릎 굴곡근으로 작용하며, 페달링 시 파워구간에서 주동근에 대항하여 하지를 적절히 조율하는 길항근의 기능을 담당한다(So et al., 2005; Raasch et al., 1997). 이러한 단/다관절 근육의 활성화 특징은 하퇴 및 대퇴 근육에서 유사한 결과를 나타내었다(Connick & Li, 2012). 즉, 본 실험과 같이 고정된 분속수와 페달링 파워를 유지할 경우, 안장 높이에 따른 근육 활성화 패턴의 변화는 단관절 근육의 경우에 그 길이변화에 상관없이 일정한 근육 활성화 시점 및 양을 유지하며, 다관절 근육은 활성화 시점 및 양의 조절이 발생한다고 결론지을 수 있다.

이러한 결과를 바탕으로, 본 연구에서는 일정한 분속수와 파

워로 페달링에 제한을 둔 상태에서 안장 높이만을 변화하였다. 따라서 본 결과에서 외측광근은 근육 길이변화가 발생하였음에도 불구하고 근육 활성화 패턴과 양에서 변화가 나타나지 않았다. 즉, 외측광근은 분속수 혹은 페달링 파워의 변화에 더 밀접하게 반응할 수도 있다(Sanderson et al., 2006). 이에 반해 대퇴이두근의 활성화 패턴은 비교적 페달링 파워와는 관련성이 작을 수도 있으며, 외측광근의 단축성 수축 시 하지의 움직임 범위 조절에 의해 대퇴이두근의 신장성 수축 구간 조절이 가능할 것으로 사료된다(Heil, Derrick, & Whittlesey, 1997; Bini et al., 2011; Seo et al., 2012). 즉, 페달링 파워 증진과 부상에 밀접한 관련이 있는 외측광근의 활성화와 관련하여, 선수 개인의 근육 발달 비율과 사용특징 등에 따른 안장 높이의 조절(대퇴이두근의 활성화 시점, 구간 및 활성화 양의 조절)이 가능할 것이다.

한편, 본 연구 결과는 안장 높이가 낮은 경우, 대퇴 근육(대퇴사두근과 대퇴이두근)의 활성화 양이 증가한 결과와는 차이를 보였다(So et al., 2005; Bini et al., 2011). 하지만, 선행 연구와는 달리 본 연구에서는 일정한 분속수와 파워로 고정하여 실험을 수행하였고, 상대적으로 중간 높이와 더 높은 안장을 비교한 것이므로 선행연구와 직접적인 비교는 다소 무리가 있다. 또, 근육의 활성화 양은 실험에 사용된 분속수와 부하 변화에 의해서 차이가 있는 것으로 보고된 바 있다(Connick & Li, 2012; Sanderson et al., 2006).

본 연구는 몇 가지 제한점을 가진다. 먼저, 실험 수행 시 피험자에게 상체의 사용 제한과 일정한 자세의 페달링만을 요구하고, 페달링 시 상지 및 상체 근육의 counter-balancing force에 대한 고찰은 배제하고, 단지 대퇴 근육의 관점에서만 고찰되었다. 또, 다양한 분속수와 페달링 파워 변화에 따른 효과를 고찰하지 않았고, 분속수 90 RPM에서 페달링 파워 150 W에서의 결과로만 제한된 결과이다. 이는 안장 높이의 변화로부터 대퇴 근육의 활성화 패턴의 변화만을 고찰하기 위함이었다. 따라서 페달링 파워의 증진을 위한 최적의 안장 높이 도출을 위해서는 안장 높이에 따른 maximal test를 수행하고, 근육의 활성화양과 페달링 파워, 산소소모량 등의 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 동일한 부하와 분속수로 선수 피험자가 기준에 선호하는 안장 높이와 보다 높은 안장 높이에서 페달링 시 고관절과 무릎관절의 움직임과 대퇴의 대표적인 단관절 근육인 외측광근과 다관절 근육인 대퇴이두근의 길이 변화와 활성화 패턴을 비교하였다. 그 결과, 안장 높이의 증가는 관절의 움직임 범위와 근육의 길이에 직접적인 영향을 끼쳤다. 이 중, 단관절 근육인 외측광근에서 근육 수축 시점과 활성화 양이 유지된

반면, 두 관절 근육인 대퇴이두근의 근육 수축 시점과 활성화 양에서의 변화가 확인되었다. 이러한 결과는 안장 높이의 변화를 이용한 하지 근육의 활성화 패턴 조절 연구와 훈련의 활용이 가능할 것이다.

참고문헌

- Albertus-Kajee, Y. Tucher, R. & Derman, W.(2010). Alternative methods of normalising EMG during cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(6), 1036-1043.
- 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 Sports Biomechanics*. 22(3), 373-378.
- Bini, R., Hume, P. A. & Croft, J. L.(2011). Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance, *Sports Medicine* 41(6), 463-476.
- Cannon, D. T., Kolkhorst, F. W. & Cipriani, D. J.(2007). Effect of pedaling technique on muscle activity and cycling efficiency, *European Journal of Applied Physiology*. 99(6), 659-664.
- Connick, M. J. & Li, F. X.(2012). The impact of altered task mechanics on timing and duration of eccentric bi-articular muscle contractions during cycling, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. In press.
- Hamley, E. J. & Thomas V.(1967). Physiological and postural factors in calibration of the bicycle ergometer, *Journal of Physiology*, 19(2), 5-56.
- Hawkins, D. & Hull, M. L.(1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements, *Journal of Biomechanics*, 24(2), 217-225.
- Heil, D. P., Derrick, T. R., Whitlesey, S.(1997). The relationship between preferred and optimal positioning during submaximal cycle ergometry, *European Journal of Applied Physiology & Occupational Physiology*, 75(2), 160-165.
- Holmes, J., 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.
- 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.
- 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.
- Pruitt, A. L. & Matheny, F.(2006). *Andy Pruitt's Complete Medical Guide for Cyclists*. Boulder, Colorado, USA: Velopress.
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B., Levine, W. S.(1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *Journal of Biomechanics*. 30(6), 595-602.
- Sanderson, D. J. & Amoroso, A. T.(2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 19(6), e45-e471.
- Sanderson, D. J., Martin, P. E., Honeyman, G. & Keefer, J.(2006). Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 16(6), 642-649.
- Seo, J. W., Choi, J. S., Kang, D. W., Bae, J. H., Tack, G. R.(2012). Relationship between lower-limb joint angle and muscle activity due to saddle height during cycle pedaling, *Korean Journal of Sports Biomechanics*. 22(3), 357-363.
- So, R. C. H., Ng, J. K. -F, Ng, G. T. F.(2005). Muscle recruitment pattern in cycling: a review, *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 89-96.