

사이클 에르고미터에서 운동자세가 근활성도와 산소소모량에 미치는 영향

리스크병원¹, 라파메이당스병원², 인제대학교 의과대학 상계백병원 재활의학과³, 순천향대학교 의과대학 생리학교실⁴

박윤경¹ · 방인걸² · 김영주³ · 김 철³ · 이정범⁴ · 신영오⁴

Effect of Posture on Muscle Activity and Oxygen Uptake in Cycle Ergometer

Yoon-Kyung Park, MD¹, In-Keol Bang, MD², Young-Joo Kim, PhD³, Chul Kim, MD, PhD³,
Jeong-Beom Lee, MD, PhD⁴, Young-Oh Shin, PhD⁴

¹Rusk Rehabilitation Hospital, Seongnam, ²Rapha Medience Hospital, Seoul, ³Department of Rehabilitation Medicine, Sanggye-Paik Hospital, Inje University College of Medicine, Seoul, ⁴Department of Physiology, Soonchunhyang University College of Medicine, Asan, Korea

This study evaluated the effects of saddle height on the muscle activity and oxygen uptake during bicycling. The subjects were 20 young adult volunteers. Muscle activity and oxygen uptake were measured with the two saddle heights (maximum knee extension of 180° and 120°) and at two power outputs (70 and 100 watts, respectively.) The pedaling rate was 40 rpm. The exercise time was 1 minute and the resting time between each condition was 3 minutes. The raw electromyogram activity was measured for 1 minute and was converted to a root mean square value. Oxygen uptake was measured during exercise using the mixing chamber mode. The activities of two flexors (the medial hamstring and medial head of gastrocnemius) increased at the high saddle height and the activities of four extensors (rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, and tibialis anterior) increased at the low saddle height. The oxygen uptake at the low saddle height was significantly higher than that at the high saddle height. The oxygen uptake positively correlated with the muscle activities of the knee extensors. The muscle activity and oxygen uptake were significantly affected by the postures (saddle heights) in cycle ergometer. The postures should be considered in the exercise test and prescription.

Key Words: Cycle ergometer, Posture, Muscle activity, Oxygen uptake

서론

현재 가장 광범위하게 사용되는 동적 운동검사 기구로는

트레드밀(treadmill)과 사이클 에르고미터(cycle ergometer)가 있다. 사이클 에르고미터 운동검사의 주요 제한점은 사이클에 익숙하지 않은 환자의 대퇴 사두근의 피로로 인해 최대 산소소모량에 도달하기 이전에 운동이 중단되는 경우이다. 반면 장점으로 상지의 움직임이 적어 혈압 측정 및 심전도 기록이 용이하고, 트레드밀보다 비용이 적게 들고, 이동이 용이하며, 적은 공간을 차지하고, 소음이 적다¹⁾.

사이클 운동 시에 활성화되는 근육의 형태 분석 및 근활성도에 영향을 주는 여러 요소에 대한 다양한 논문들이 발표되고

접수: 2011-3-3 수정: 2011-4-21 승인: 2011-5-16

책임저자: 김 영 주

139-707, 서울시 노원구 상계7동 761-1번지

인제대학교 상계백병원 재활의학과

Tel: 02-950-1383, Fax: 02-938-4109

E-mail: rladudwn1383@naver.com

있다. Houtz와 Fischer²⁾가 표면 근전도를 이용하여 사이클 에르고미터 운동하는 동안 근육의 시간에 따른 근 활성화 형태에 대해 분석한 이래 이러한 방법은 사이클 운동 시에 근활성도를 측정하는 방법으로 광범위하게 이용되고 있다. 동적 근전도는 사이클 운동 시 근활성도에 영향을 주는 요소인 페달 밟는 속도(pedalling rates)^{3,4)}, 안장높이⁴⁾, 발가락 클립(toe clip) 사용 유무^{3,5)} 등의 연구뿐만 아니라 사이클 선수와 비선수간의 근활성도 형태 분석⁴⁾, 근전도와 힘(force)의 관계⁶⁾, 사이클 운동시 신경근 피로도의 평가와 같은 다양한 연구에서 근활성도를 평가하는 방법으로 중요하게 이용되고 있다⁷⁾.

이러한 실험에서 측정되는 주된 하지의 근육은 대퇴 직근(rectus femoris), 내측 광근(vastus medialis), 외측 광근(vastus lateralis), 내측 슬근(medial hamstring), 외측 슬근(lateral hamstring), 비복근 내측 두(medial head of gastrocnemius), 비복근 외측 두(lateral head of gastrocnemius), 전경골근(tibialis anterior), 대둔근(gluteus maximus)으로 사이클 운동 시에 활성화되는 근육은 주로 대퇴 근막 장근(tensor fasciae latae), 봉공근(sartorius), 슬관절 신근인 대퇴 사두근, 전경골근으로 알려져 있다³⁾. 하지만 개인에 따라 근육의 활성화 양식에 차이가 있는데 이는 페달을 돌리는 전략이 다른데서 기인한다. 예를 들면 대퇴 직근은 두 관절에 작용하는 근육(biarticular muscle)으로 하퇴의 신전과 대퇴의 굴곡의 기능을 가지고 있다. 그러므로 이 근육의 활성화는 페달을 밀고 당기는 사이클링 전략을 의미한다⁸⁾. 반면 외측 광근 및 내측 광근은 페달을 미는 역할을 한다. 훈련된 사이클 선수들은 높은 페달 밟는 속도에서 슬관절 굴근을 긍정적으로 사용하여 슬관절 신근의 이용을 경감시키는 방법을 쓴다⁸⁾.

현재 운동검사에는 주로 트레드밀이 이용됨으로 인해 트레드밀에서 흔히 이용되는 브루스 프로토콜(Bruce protocol) 내지 수정된 브루스 프로토콜 등은 이미 여러 논문에서 잘 정립되어 있다^{1,9)}. 하지만 사이클 에르고미터에서는 정립된 프로토콜이 제한적이다. 또한 사이클 에르고미터의 운동검사나 운동 훈련 처방 시 파워출력과 페달 밟는 속도만 결정할 뿐 안장 높이에 따라 변화하는 운동자세가 운동부하와 산소소모량에 미치는 영향에 대해서는 고려하지 않는다.

이에 본 연구에서는 표면 근전도 및 가스분석을 이용하여 운동자세가 사이클 에르고미터 운동 시 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근, 내측 슬근, 비복근 내측 두, 전경골근의 여섯 근육에서 근활성도와 산소소모량에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 또한 근활성도와 산소소모량의 상관관계를 알아보고 일반인들이 사이클 운동을 시행할 때 산소소모량과 운동부하에

영향을 줄 수 있는 운동자세를 고려한 운동 처방을 제공하기 위해 시행하였다.

연구 방법

1. 대상

자발적으로 지원한 젊은 정상 성인을 대상으로 하였다. 약물 복용과 같이 검사에 영향을 주는 경우, 운동검사의 금지 중인 경우, 하지의 근골격계 질환으로 인해 사이클 에르고미터를 시행하기 어려운 경우에는 대상에서 제외하였다. 운동검사 도중 피검자가 검사의 중단을 원하는 경우, 운동검사도중 합병증이 발생한 경우, 다리의 피로도, 통증과 같은 국소적인 문제로 검사를 중단한 경우 등은 모두 연구대상에서 제외하였다. 본 연구의 배제기준에 해당하지 않는 자발적 지원자는 20명이었으며 이들은 모두 중간에 중단 없이 운동검사를 종료하였다.

연구대상의 평균 연령은 24.6세, 평균체중은 67.8 kg, 평균 키 174.7 cm이었다. 성별은 모두 남자로 구성되었다. 전상장골극(anterior superior iliac spine)과 슬개골(patella) 사이의 중간에서 측정한 평균 대퇴둘레는 50.8 cm이었고, 슬개골과 내과(medial malleolus) 사이의 중간에서 측정한 평균 하퇴둘레는 36.5 cm이었다.

2. 측정항목 및 방법

1) 사이클 에르고미터 가스분석방법

사이클 에르고미터는 CORIVAL 400 (Quinton Co., Seattle, WA, USA)을 이용하였다. 파워출력은 70 kg인 사람이 약 4.8 MET의 운동부하가 예상되는 70 W와 약 6.1 MET가 예상되는 100 W의 두 조건으로 하였다. 운동자세는 안장의 높이를 조절하여 슬관절이 최대 신전되었을 때의 각도가 180° 되는 자세와 120°가 되는 자세의 두 가지 경우로 하였다. 슬관절 각도는 페달이 가장 아래에 위치하여 슬관절이 최대로 신전되었을 때 측정하였다. 발은 지면에 대해 수평이 되도록 하였고, 종족골 두(metatarsal head)가 페달에 위치하도록 하였으며 발가락 클립(toe clip)을 사용하여 고정하였다. 사이클 에르고미터 운동은 1) 파워출력 70 W, 슬관절 최대 신전각도 180°, 2) 파워출력 100 W, 슬관절 최대 신전각도 180°, 3) 파워출력 70 W, 슬관절 최대 신전각도 120°, 4) 파워출력 100 W, 슬관절 최대 신전각도 120°의 4가지 조건하에서 순서대로 시행하였다. 운동 전 30초 간 40 rpm에 도달하도록 한 후 40 rpm에서 안정적으로 페달을

밟으면 1분간 운동을 시행하였다. 각 운동 조건 간에 3분의 휴식시간을 주었다.

운동검사 동안 산소소모량과 하지의 근활성도를 측정하였다. 산소소모량 측정을 위한 가스 분석은 Quinton metabolic cart (QMC™, Quinton Co.)을 이용하여 혼합 챔버 방식(mixing chamber mode)으로 20초 간격으로 분석하였다.

2) 근활성도 측정방법

근활성도 측정을 위해 동적근전도(Biemonitor ME3000P8, Mega Electronics Ltd, Kuopio, Finland)를 사용하였다. 표면전극은 단극 ECG 전극(Kendall ARBO, Tyco Healthcare Deutschland, Neustadt, Germany)을 이용하였다. 활동전극을 근 팽대부(muscle belly)에 부착하고 참고전극을 활동전극에서 2 cm 이내에 부착하였다. 하지의 근활성도는 대퇴 직근(rectus femoris), 내측 광근(vastus medialis), 외측 광근(vastus lateralis), 내측 슬근(medial hamstring), 비복근 내측 두(medial head of gastrocnemius), 전경골근(tibialis anterior)의 여섯 근육에서 측정하였다. 근활성도의 정량화를 위해 MegaWin system (Mega Electronics Ltd)을 이용하여 1분간 근전도 신호(raw EMG signals) 측정하였다. 정량화된 근활성도 지표로 이용하기 위해 1분간의 근전도 신호를 제곱근평균제곱(root mean square, RMS) 값으로 변환하였다.

3. 통계방법

본 연구에서 모든 자료를 Window용 SPSS ver. 11.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 통계 프로그램을 이용하여 처리하였다. 각 운동조건에서 근활성도와 산소소모량의 평균 및 표준편차

를 구하여 비교하였다. 슬관절 최대 신전각도 120°와 180°의 비교는 paired t-test를 적용하였다. 근활성도와 산소소모량의 상관관계를 알아보기 위해 Pearson correlation을 구하였다. 통계적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 설정하였다.

결 과

1. 근활성도

근활성도는 Table 1에 나타난 바와 같다. 70 W에서 슬관절 최대 신전각도 120°의 대퇴 직근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 100 W에서 120°의 대퇴 직근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 70 W에서 120°와 180° 간 내측 광근의 근활성도의 유의한 차이가 없었다. 100 W에서 120°의 내측 광근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 70 W에서 120°와 180°간 외측 광근의 근활성도의 유의한 차이가 없었다. 100 W에서 120°의 외측 광근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 70 W에서 120°의 내측 슬근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 낮았다($p < 0.05$). 100 W에서 120°와 180°간 내측 슬근의 근활성도의 유의한 차이가 없었다.

70 W에서 120°의 비복근 내측 두 근활성도가 180°에 비해 유의하게 낮았다($p < 0.05$). 100 W에서 120°의 비복근 내측 두 근활성도가 180°에 비해 유의하게 낮았다($p < 0.05$). 70 W에서 120°의 전경골근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 100 W에서 120°의 전경골근 근활성도가 180°에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$).

Table 1. Muscle activity in maximum knee extension of 180° and 120° at two power outputs (70 and 100 W)

| Muscle | Maximum knee extension angle (°) | Power output 70 W | Power output 100 W |
|------------------------------|----------------------------------|-------------------|--------------------|
| Rectus femoris | 180 | 2,469±886 | 3,191±1,028 |
| | 120 | 2,743±995* | 3,580±1,304* |
| Vastus medialis | 180 | 3,618±1,399 | 5,040±1,883 |
| | 120 | 3,752±1,520 | 5,691±2,607* |
| Vastus lateralis | 180 | 3,132±908 | 4,483±1,111 |
| | 120 | 3,284±1,032 | 4,889±1,460* |
| Medial hamstring | 180 | 2,578±1,023 | 2,728±1,157 |
| | 120 | 2,071±968* | 2,487±1,093 |
| Medial head of gastrocnemius | 180 | 3,081±1,393 | 3,129±1,417 |
| | 120 | 2,009±986* | 2,251±1,067* |
| Tibialis anterior | 180 | 2,735±1,072 | 3,008±1,007 |
| | 120 | 3,023±1,193* | 3,545±1,353* |

Values are mean±standard deviation (μ Vs).

* $p < 0.05$, maximum knee extension of 180° vs 120°.

2. 산소소모량

70 W에서 120°의 산소소모량이 180°의 산소소모량에 비해 유의하게 높았다($p<0.05$). 100 W에서 120°의 산소소모량이 180°에 비해 유의하게 높았다($p<0.05$) (Table 2).

3. 산소소모량과 근활성도의 상관관계

1) 파워출력 70 W, 슬관절 최대 신전각도 180° (Table 3)

산소소모량은 대퇴 직근과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$). 산소소모량은 내측 광근, 외측 광근, 내측 슬근, 비복근 내측 두, 전경골근과는 유의한 상관관계가 없었다. 산소소모량은 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도를 합한 값과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$).

2) 파워출력 100 W, 슬관절 최대 신전각도 180° (Table 3)

산소소모량은 대퇴 직근, 외측 광근과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$). 산소소모량은 내측 광근, 내측 슬근, 비복근 내측 두, 전경골근과는 유의한 상관관계가 없었다. 산소소모

량은 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도를 합한 값과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$).

3) 파워출력 70 W, 슬관절 최대 신전각도 120° (Table 3)

산소소모량은 내측 광근, 외측 광근과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$). 산소소모량은 대퇴 직근, 내측 슬근, 비복근 내측 두, 전경골근과는 유의한 상관관계가 없었다. 산소소모량은 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도를 합한 값과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$).

4) 파워출력 100 W, 슬관절 최대 신전각도 120° (Table 3)

산소소모량은 대퇴 직근, 외측 광근과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$). 산소소모량은 내측 광근, 내측 슬근, 비복근 내측 두, 전경골근과는 유의한 상관관계가 없었다. 산소소모량은 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도를 합한 값과 유의한 상관관계가 있었다($p<0.05$).

고 찰

근전도는 근육의 전기적 활성을 측정한다. 근전도의 정량화를 통해 운동 시 활성화되는 근육의 정도를 알 수 있다. 사이클 운동 시에 근활성도에 영향을 주는 요소로는 안장 높이³⁾, 사이클 자세¹⁰⁾, 발가락 클립의 사용 유무^{3,5)}, 페달에서 발의 위치³⁾, 운동 강도, 페달 속도, 훈련 유무에 의한 페달 기술, 개인적 차이 등이 있다.

사이클 운동 시에 활성화되는 근육은 주로 대퇴 근막 장근(tensor fasciae latae), 봉궁 근(sartorius), 슬관절 신근인 대퇴 사두근, 전경골근으로 알려져 있다²⁾. 본 연구에서 개개인의 차이에 대해서는 조사하지 않았지만 슬관절 최대 신전각도,

Table 2. Oxygen consumption in maximum knee extension of 180° and 120° at two power outputs (70 and 100 W)

| | Power output 70 W | Power output 100 W |
|-----------------|----------------------|-----------------------|
| Knee angle 180° | 14.1±2.3* | 18.0±2.5* |
| Knee angle 120° | 15.2±2.2* | 18.8±2.4* |

Values are mean±standard deviation (mL/kg/min).

* $p<0.05$: represents the significant difference in VO_2 between the two knee angles at the two workloads, respectively.

Table 3. Relationship between muscle activities and oxygen consumption for different conditions

| VO_2 | RF | VM | VL | SUM [†] | MH | GM | TA |
|-----------------------------|--------|--------|--------|------------------|--------|--------|--------|
| Power 70 W Knee angle 180° | 0.461* | 0.354* | 0.396* | 0.459* | -0.170 | -0.055 | -0.145 |
| Power 100 W Knee angle 180° | 0.504* | 0.319* | 0.480* | 0.488* | 0.117 | -0.091 | -0.343 |
| Power 70 W Knee angle 120° | 0.420* | 0.591* | 0.673* | 0.640* | -0.117 | -0.294 | -0.179 |
| Power 100 W Knee angle 120° | 0.465* | 0.416* | 0.680* | 0.583* | 0.146 | -0.277 | -0.274 |

Pearson's correlation coefficient.

RF: rectus femoris, VM: vastus medialis, VL: vastus lateralis, MH: medial hamstring, GM: medial head of gastrocnemius, TA: tibialis anterior.

* $p<0.05$.

[†]SUM: summed RMS values of RF, VM, and VL.

즉 운동자세에 따라 활성화되는 근육의 차이를 확인할 수 있었다. 안장이 높고 기립된 자세인 180° 슬관절에서는 당기는 전략을 이용하여 내측 슬근과 비복근 내측 두와 같은 굴근의 활성도가 높았다. 반면 안장이 낮고, 슬관절이 굴곡되는 슬관절 최대 신전각도 120°에서는 미는 전략을 이용하여 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도가 증가하였는데 이는 보다 높은 파워출력에서 뚜렷이 나타났다. 본 연구에서는 대상이 모두 일반 성인으로 전문적인 사이클 선수에 의한 훈련효과는 배제하였다. 그러므로 신전각도 120°에 비해 180°에서의 굴근의 작용은 운동자세에 의한 것으로 생각한다.

발가락 클립의 사용유무도 근활성도에 영향을 미치는데, Cruz와 Bankoff⁶⁾의 연구에 의하면 발가락 클립을 사용하지 않는 경우 모든 대상에서 반막양근(semimembranosus)과 반건양근(semitendinosus)의 근활성도가 낮았고, 일부에서 대퇴 이두근(biceps femoris)과 비복근 외측 두의 근활성도가 낮았다. 이는 발가락 클립을 사용하지 않는 경우 페달을 당기는 전략을 사용하기 어렵기 때문으로 생각한다. 본 연구에서는 발가락 클립을 사용함으로써 높은 자세에서 낮은 자세에 비해 페달의 당김이 가능하여 굴근의 근활성도가 증가하였던 것으로 판단된다.

페달의 속도에 따른 근전도 변화에 대해서는 논란이 있다. Marsh와 Martin¹¹⁾의 연구에 의하면 페달속도가 50 rpm에서 110 rpm으로 증가하면 외측 광근, 대퇴 직근, 비복근 내측 두, 비복근 외측 두 근육의 근전도 활성도가 증가한다고 보고한 반면 Sarre 등¹²⁾은 페달 속도에 따라 외측 광근과 내측 광근의 제곱근평균제곱 값의 유의한 차이가 없다고 하였다. Ericson³⁾의 연구에서는 페달 속도가 증가함에 따라 관절 부하(joint load)의 변화 없이 근활성도가 증가한다고 하였다. Hug 등⁸⁾의 연구에 의하면 차이는 있지만 크지 않다고 하였다. 이외에도 MacIntosh 등¹³⁾에 의하면 100 W에서 400 W로 증가할수록 가장 낮은 근활성도를 보이는 즉 효과적인 페달 밟는 속도는 50 rpm에서 120 rpm으로 증가한다고 하였다. 본 연구에서는 모든 조건에서 페달 속도를 40 rpm으로 고정하여 페달 속도에 따른 영향을 배제하였다.

안장의 높이에 따른 근활성도의 변화에 대한 논문은 매우 제한적인데, Houtz와 Fischer²⁾는 안장의 높이는 근이 활성화되는 시점에는 영향을 미치지 않지만 안장이 높을수록 적은 노력으로 운동이 이루어진다고 하였다. 반면, Ericson³⁾의 연구에서는 안장이 높을수록 중둔근, 내측 슬근, 비복근 내측 두의 근활성도는 증가하고, 대퇴 사두근, 대둔근, 대퇴 이두근, 가자미근에서는 안장 높이에 따라 근활성도의 변화가 없다고 하였

다. 그리고 안장이 높을수록 최대 슬관절 굴곡 부하 모멘트는 감소하지만 고관절의 굴곡 부하 모멘트와 족관절의 신전(dorsiflexion) 부하 모멘트는 의미 있는 변화가 없다고 하였다³⁾. 본 연구에서 70 W에서는 안장이 낮은 120°인 경우에 안장이 높은 180°인 경우보다 대퇴 직근, 전경골근의 근활성도가 의미 있게 높았고, 100 W에서는 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근, 전경골근의 근활성도가 의미 있게 높았다. 반면 안장이 높은 운동자세에서는 비복근 내측 두, 내측 슬근과 같은 굴근의 이용이 증가하였다. 본 연구의 결과는 Houtz와 Fischer²⁾의 연구와 일치하였으며, Ericson³⁾의 연구결과와는 일부에서 일치를 보였다. 슬관절 부하 모멘트에 대한 연구결과를 고려한다면 안장이 높아 슬관절이 신전되면 굴곡 모멘트가 감소함으로써 굴근의 사용이 증가하고, 안장이 낮아 슬관절이 굴곡이 되면 굴곡 모멘트가 증가함으로써 신근의 사용이 증가할 것으로 예측된다. 근활성도와 산소소모량이 양의 상관관계가 있는 것을 고려할 때 본 연구에서 안장이 낮은 자세에서의 산소소모량 증가는 신근의 근활성도 증가와 밀접한 관련이 있다. 이러한 현상은 본 연구에서 파워출력이 높을 경우에 보다 뚜렷하게 나타났는데 여러 운동 조건에 따라 안장 높이에 따른 근활성도의 변화가 영향을 받는 것으로 생각한다. 결론적으로 근활성도는 안장의 높이에 따라 변화하는 운동자세, 즉 안장의 높이에 따른 슬관절 굴곡 정도에 영향을 받는 것으로 생각한다. 결론적으로 페달링 방법에 따른 개인적인 편차가 있지만 안장이 낮을수록 슬관절의 신근의 근활성도는 증가하고, 안장이 높을수록 슬관절의 굴근의 작용이 증가함을 알 수 있다.

사이클 에르고미터에서 파워출력은 W나 kilopounds (kp)로 나타내는데 1 W는 6.12 kp-meters/minute (kpm/min)에 해당한다. 사이클 에르고미터는 체중부하 없는 운동(non-weight bearing exercise)으로 W는 산소소모량으로 전환될 수 있다. 본 연구에서는 70 W와 100 W에서 운동을 시행하였는데 연구 대상의 평균 체중은 67.8 kg이었으며, 70 W 180°에서는 4.0 MET (14.1 mL/kg/min VO₂), 120°에서는 4.3 MET (15.2 mL/kg/min VO₂), 100 W 180°에서는 5.1 MET (18.0 mL/kg/min VO₂), 120°에서는 5.4 MET (18.8 mL/kg/min VO₂)의 운동부하에 해당하였다. 본 연구 결과의 MET 값, 즉 산소소모량 값은 기존 연구의 예측 값보다 작았는데 이는 페달 속도 50-80 rpm에서 가장 높은 산소소모량과 심박수를 얻을 수 있는데⁹⁾ 반해 본 연구에서는 Coast와 Welch¹⁴⁾의 연구에 근거하여 100 W에서 가장 효과적인 페달 속도인 40 rpm에서 운동을 시행하였기 때문으로 생각한다.

본 연구를 통해 산소소모량은 운동자세에 의해 영향을 받는

것을 알 수 있었다. 슬관절 최대 신전각도 180°의 자세보다 안장 높이를 낮춘 120°의 자세에서 산소소모량이 증가하였는데 이는 120°의 자세에서 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근과 같은 신근의 근활성도가 증가하는 것에 영향을 받는 것으로 생각한다. 즉 산소소모량의 증가가 근활성도의 증가와 밀접한 연관이 있는 것으로 생각한다. Bigland-Ritchie와 Woods⁶⁾의 연구에 의하면 50 rpm의 사이클 운동에서 대퇴 사두근의 통합 근전도(integrated EMG) 값은 산소소모량과 선형의 상관관계가 있다고 하였다. 본 연구에서는 운동자세와 파워출력에 따라 차이가 있지만 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근과 산소소모량 간에 밀접한 상관관계가 있는 반면 내측 슬근, 비복근 내측 두와는 밀접한 상관관계가 없었다. 특히 대퇴 직근, 내측 광근, 외측 광근의 근활성도를 합한 값과 산소소모량과 유의한 상관관계가 있었는데 이러한 결과는 사이클 운동에서 굴근 보다 신근인 대퇴 사두근이 주요 작용근이기 때문으로 생각한다. 결론적으로 슬관절이 굴곡된 자세에서 신전된 자세보다 산소소모량은 증가하고 이는 대퇴 사두근의 근활성도의 증가와 밀접한 관계가 있다. 또한 사이클 에르고미터에서 파워출력의 증가는 산소소모량의 증가를 의미한다.

안장이 높은 180°의 운동자세에서는 슬관절 굴근의 이용이 증가하고, 안장이 낮은 120°의 운동자세에서는 슬관절 신근의 이용 및 산소소모량이 증가하였다. 본 연구의 제한점으로 첫째, 근육의 피로도를 고려하여 저항도, 중등도 강도, 고강도의 세분화된 파워출력의 조건에서 시행하지 못하였고, 둘째, 페달링 속도를 다양하게 설정하지 못하고 40 rpm의 한 조건에서만 시행하였다. 이러한 본 연구결과를 고려할 때 무릎 관절염이나 슬개대퇴 통증 증후군(patellofemoral pain syndrome) 환자에서 무릎 관절의 신근을 강화하기 위해서는 안장을 낮추어 사이클 에르고미터 운동을 시행하는 것이 보다 타당할 것으로 생각한다. 반면 노인 환자의 운동처방 시에나 심장질환 환자의 심장재활 프로그램에서는 환자가 감당할 수 있는 운동부하, 즉 산소소모량에 따라 운동자세를 설정하는 것이 필요할 것으로 생각한다.

참 고 문 헌

- Gibbons RJ, Balady GJ, Bricker JT, et al. ACC/AHA 2002 guideline update for exercise testing: summary article: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee to Update the 1997 Exercise Testing Guidelines). *Circulation* 2002;106:1883-92.
- Houtz SJ, Fischer FJ. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am* 1959;41:123-31.
- Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1986;16:1-43.
- Takaishi T, Yamamoto T, Ono T, Ito T, Moritani T. Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30:442-9.
- Cruz CF, Bankoff AD. Electromyography in cycling: difference between clipless pedal and toe clip pedal. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2001;41:247-52.
- Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *J Appl Physiol* 1974;36:475-9.
- Takaishi T, Yasuda Y, Ono T, Moritani T. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28:1492-7.
- Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grélot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol* 2004;92:334-42.
- Fletcher GF, Balady GJ, Amsterdam EA, et al. Exercise standards for testing and training: a statement for healthcare professionals from the American Heart Association. *Circulation* 2001;104:1694-740.
- Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol* 1998;85:927-34.
- Marsh AP, Martin PE. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:217-25.
- Sarre G, Lepers R, Maffiuletti N, Millet G, Martin A. Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003;88:476-9.
- MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1281-7.
- Coast JR, Welch HG. Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1985;53:339-42.