



정·역구동 페달링에 따른 자전거 등판 시의 근전도 분석

Electromyographic Analysis of a Uphill Propulsion of a Bicycle by Forward · Backward Pedaling

신응수* · 김현중(충북대학교)

Shin, Eung-Soo* · Kim, Hyun-Joong(Chungbuk National University)

국문요약

본 논문에서는 자전거의 언덕 등판 시 페달링 방향이 근육의 활성화에 미치는 영향을 분석하였다. 이를 위하여 정역구동이 가능한 특수유성기어와 언덕 경사각에 따른 마찰력을 후륜에 인가할 수 있는 자기제동장치가 장착된 자전거로 실험 장치를 구성하고 3차원 동작분석과 근전도 분석을 수행하였다. 근활성도는 장단지근, 대퇴사두근, 전경골근, 비장근에 대해서 측정하였으며 언덕 경사는 0°에서 6°까지 변화시켰다. 근전도 신호는 우선 평균제곱법을 적용하여 25 ms마다 평균값을 구하고 50개의 연속된 주기에 대한 ensemble곡선을 구하여 분석하였다. 그 결과로부터 페달링 방향의 변화는 자전거 주행 속도 및 인체하지 근육의 활성화에 큰 영향을 미치는 것을 확인하였다. 구체적으로는 크랭크 각도에 따른 근활성도의 패턴 및 최대값의 분포에 있어 정방향 구동과 역방향 구동은 큰 차이를 보이는 데 근활성도의 최대값은 정구동으로 페달링할 때 역구동으로 페달링할 때보다 큰 반면 근활성도의 평균값은 장단지근과 대퇴사두근에서는 정구동 페달링이 더 높게 나타나고 전경골근과 비장근에서는 역구동 페달링이 더 높게 나타나며 주행 등판각이 증가하면 페달링 방향이 바뀔 때 따른 근활성도 최대값의 차이는 더욱 커진다.

ABSTRACT

E. S. SHIN, and H. J. Kim, *Electromyographic Analysis of a Uphill Propulsion of a Bicycle by Forward · Backward Pedaling*, Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 18, No. 4, pp. 171-177, 2008. This work intends to investigate the effects of pedaling directions on the muscle actions during the bicycle's uphill propulsion. A test rig was developed that consists of a bicycle with a special planetary geartrain, a height-adjustable treadmill, a rear-wheel support and a magnetic brake. A three-dimensional motion analysis was performed for measuring kinematic characteristics of the forward · backward pedaling and the electromyography(EMG) measurements were simultaneously performed for estimating the muscle actions of the leg. In this work, four muscles are considered including Gastrocnemius muscle(GM), Vastus lateralis(VL), Tibialis anterior(TA) and Soleus(SOL) while the uphill slope is varied from 0° to 6°. Raw EMG signals were first processed through the root-mean-square(RMS) averaging and then ensemble curves were derived by averaging the EMG RMS envelopes over 50 consecutive cycles. Results show that both the kinematic characteristics and the muscle actions are significantly affected by the pedaling direction. The crank speed of the forward pedaling is higher but the difference in speed is reduced as the slope is increased. The ensemble curves of the EMG signals clearly exhibit some differences in their patterns, peak values and the corresponding locations with respect to the crank angle. The peak values of most EMG signals are higher for the forward pedaling regardless of the slope magnitude. However, the averages of the EMG signals are not observed to have a similar relationship with the pedaling direction, which seems to be affected by several factors such as less experience of the participants' backward pedaling, inappropriate bicycle design for the backward pedaling. These limitations will be further considered in future work.

KEYWORDS : FORWARD · BACKWARD PEDALING, MUSCLE ACTIONS, UPHILL PROPULSION, ELECTROMYGRAPHY, IMAGE PROCESSING

I. 서론

자전거는 레저 및 헬스용 목적으로 널리 사용될 뿐 아니라 각종 사고로 인한 하지 장애자의 재활치료용으로도 다양하게 활용되고 있다. 또한 최근 들어서는 친환경성과 기동성을 갖춘 대체교통수단으로서 전 세계적으로 그 수요가 증가하고 있다.

자전거 페달링에 관한 운동역학적 분석은 주로 재활 치료 관점에서 많은 연구가 진행되어왔다. 페달링은 고정되어 있는 자전거 안장과 원운동을 하는 페달 사이에서 인체 하지가 제한적으로 운동하는 단순 동작이지만 페달링 속도, 발과 페달 사이의 마찰, 상체의 움직임 등 여러 인자가 영향을 주기 때문에 Neptune과 Bogert(1998)가 지적한 바와 같이 분석하기에 쉽지 않으며 대부분의 연구들은 근전도(electromyography: EMG) 방법을 이용하여 페달링 동작과 하지 근육운동과의 상관 관계를 분석하였다. Dorel, Couturier와 Hug(2007)는 EMG를 이용하여 페달링 시 근육 활성도의 패턴을 페달의 위치에 대해 구하고 그 신뢰성을 분석하였으며, Hug, Faucher, Marqueste, Guillot, Kipson과 James(2004)도 근전도 분석을 수행하여 하지 각 근육의 활성도 크기를 상대적으로 분석하였다. 또한 Rouffet과 Hautier(2008)는 자전거의 토크와 속도 관계에 기초한 EMG 신호의 표준화 방법을 제시하고 그 타당성을 검증하였다.

한편 페달링 방향과 하지 근육과의 상관 관계를 규명하는 여러 연구들이 재활 치료의 효과를 향상시킬 목적으로 수행되었다. Neptune과 Kautz(2000)는 정방향 페달링과 비교하여 역방향 페달링이 무릎 관절의 재활 치료에 어떤 영향을 미치는가를 분석하였는데, 무릎 통증이 있는 환자에게는 좋지 않다는 것을 확인하였다. 또한 Neptune, Kautz와 Zajac(2000)은 페달링의 방향과 하지 근육의 작용을 크랭크 각도에 따라 비교 분석하여 그 결과 페달링의 방향이 정방향에서 역방향으로 바뀌어도 근육의 역할은 별로 달라지지 않는다는 것을 밝혀냈다. 반면에 Bressel(2001)은 역방향 페달링 시 무릎뼈(patellofemoral)에 작용하는 최대 하중이 정방향에 비해 더 크다는 것을 확인하였다.

한편 자전거로 경사면을 등판할 때의 운동역학적 분석

을 수행한 연구들이 있는데, Chen, Kautz와 Zajaca(2001)은 주행 면에 대한 중력 방향의 변화에 의해 뇌에서 근육의 운동을 제어하는 신경이 영향을 받아 근육 활성도의 패턴이 평지 주행과 비교하여 달라진다는 것을 EMG 분석을 통하여 확인하였다. 또한 Duc, Bertucci, Pemin과 Grappe(2008)은 등판 주행 시 앉은 자세로 페달링하는 경우와 선 자세로 페달링하는 경우에 대해 근육 활성도를 비교 분석하였다. 이 밖에도 Bertucci, Grappe, Girard, Betik과 Rouillon은 경사면 주행 시 페달링 토크와 속도의 변화를 크랭크 각도에 대해 분석하였다.

상기의 연구 결과로부터 자전거 페달링의 방향과 경사면 주행은 하지 근육의 활성도와 밀접한 관련이 있음을 알 수 있다. 하지만 이들 연구에서는 각각의 인자가 근육에 미치는 영향에 대해서만 분석하였고 이들 인자들을 동시에 고려하였을 때 근육에 미치는 영향에 대해서는 분석한 사례는 없다.

하지만 최근 들어 역방향으로 페달링할 때도 자전거를 전진 구동시킬 수 있는 특수기어가 개발되어(유문수, 2006) 이를 이용하면 역방향으로 페달링하여 언덕을 등판하는 것이 가능하다.

따라서 본 연구에서는 특수기어가 장착된 자전거로 주행시험대를 구성하고 동작분석과 EMG 분석을 수행하여 페달링의 방향과 주행 등판각이 동시에 변화할 때 하지 근육의 활성도를 분석하고자 한다.

II. 연구방법

1. 실험장치 구성

<그림 1>에 보이는 바와 같이 본 연구의 실험장치는 자전거, 자전거 지지대, 경사조절장치 및 마그네틱 제동장치로 구성된다. 자전거 페달축에는 정·역구동시 항상 정방향으로 추진시킬 수 있는 특수기어가 장착되어 있다. 앞바퀴는 경사 주행을 시뮬레이션할 수 있도록 높이를 조절할 수 있는 기구에 의해 지지되며 뒷바퀴는 높이가 고정된 지지대에 의해 받쳐진다.

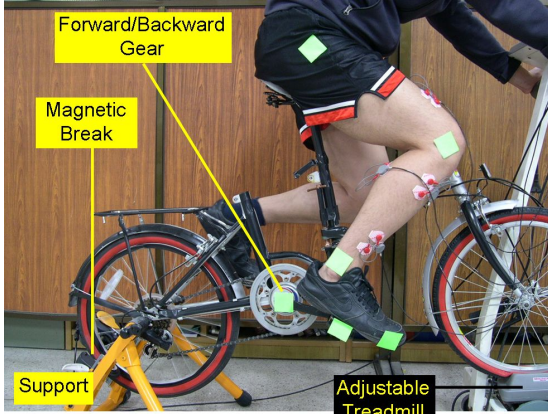


그림 1. 실험장치 구성

뒷바퀴의 옆면에는 롤러 형태의 마그네틱 제동장치가 설치되어 경사 주행에 따른 중력하중과 동일한 마찰력이 뒷바퀴에 작용하도록 한다.

한편 피실험자의 우측 하지에는 동작분석을 위한 표식(marker)과 근전도 분석을 수행하기 위한 전극을 각각 부착하였다. 동작분석용 장비는 Ariels사의 영상처리보드(NTSC frame grabber)와 분석 소프트웨어(APAS 2000)를 사용하였으며 2대의 비디오카메라(삼성 VMF850)를 사용하여 3차원 영상분석을 수행하였다. <그림 2>에 도시한 바와 같이 넓적다리, 종아리, 발의 움직임을 측정하기 위하여 고관절(hip), 슬관절(knee), 및 발목 관절(ankle)의 관절중심과 발끝(toe)에 표식을 각각 부착하였으며 크랭크 각도와 페달링 속도를 측정하기 위하여 페달 축과 페달에 각각 표식을 부착하였다. 크랭크 각도는 <그림 2>에 정의된 바와 같이

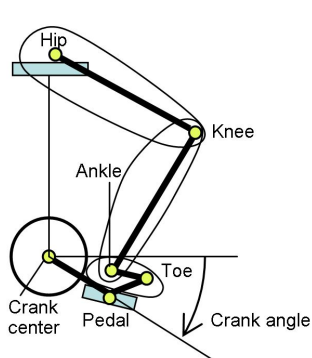


그림 2. 동작분석 모델

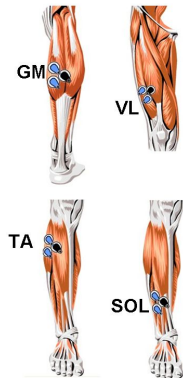


그림 3. 전극 위치

크랭크 중심과 페달의 중심을 연결하는 직선이 수평 방향과 이루는 각도를 시계 방향으로 측정된 것으로서 본 연구에서의 각종 결과는 크랭크 각도에 대해 나타낸다.

반면에 근전도 실험은 Mega Electronics사의 ME6000-T4와 분석 소프트웨어(MegaWin)를 사용하였으며 <그림 3>에 나타난 바와 같이 장딴지근(Gastrocnemius muscle: GM), 대퇴사두근(Vastus lateralis: VL), 전경골근(Tibialis anterior: TA), 비장근(Soleus: SOL)의 네 곳에 3M사의 전극을 부착하였다.

2. 실험분석 과정

본 연구에서 피실험자로는 20대 중반의 건강한 남성 2명이 참여하였다. 실험 조건은 자전거의 경사각을 0°, 2°, 4°, 6°로 변화시키면서 각 조건에서 정방향 페달링과 역방향 페달링을 각각 1회 3분씩 10회에 걸쳐서 반복하였으며 반복 실험의 간격은 1시간으로 설정하였다.

각 조건에 대한 주행 실험에서 동작분석 데이터와 근전도 데이터를 동시에 수집하였는데 페달의 크랭크 각도에 따른 근활성도를 비교분석하기 위해서는 두 데이터의 동기화(synchronization)가 필요하다. 이를 위하여 외부에서 빛에 의한 triggering 방법을 사용하였다. 동작분석 실험에서의 데이터 샘플링 속도는 60 Hz로 설정하였으며 근전도 실험에서는 2000 Hz로 샘플링하였다. 또한 근전도 실험에서 신호 잡음을 제거하기 위하여 20 ~ 500 Hz의 주파수 범위내의 신호만을 필터링하여 취득하였다.

근전도 실험에서 받은 최초의 신호는 제곱평균법(root mean square: RMS)을 적용하여 시간구간 25 ms 마다 평균값을 구하고 이로부터 생성된 RMS신호를 크랭크 주기에 따라 나타낸 후 50개의 연속된 주기에 대한 신호를 평균하여 Ensemble 곡선을 구하였다.

III. 결과 및 논의

1. 페달링 방향에 따른 등판 속도

<그림 4>는 정구동과 역구동 시 자전거 등판각의

변화에 따른 페달링의 속도를 크랭크 각도에 대해서 나타낸 것이다. 크랭크 각도는 <그림 2>에 보이는 바와 같이 정구동 시에는 “+”값으로, 역구동 시에는 “-”값으로 정의된다. 결과를 보면 페달링 방향이 바뀔 때 따라 속도 분포나 최대가 발생하는 지점이 많이 달라지는 것을 알 수 있다. 또한 속도의 크기를 비교해 보면 <그림 4> 및 <표 1>에서 알 수 있는 바와 같이 동일한 등판각에서 정구동 페달링 속도가 역구동 속도보다 크며 <그림 5>에 보이는 것처럼 등판각이 증가함에 따라 속도 차이는 줄어드는 것을 알 수 있다.

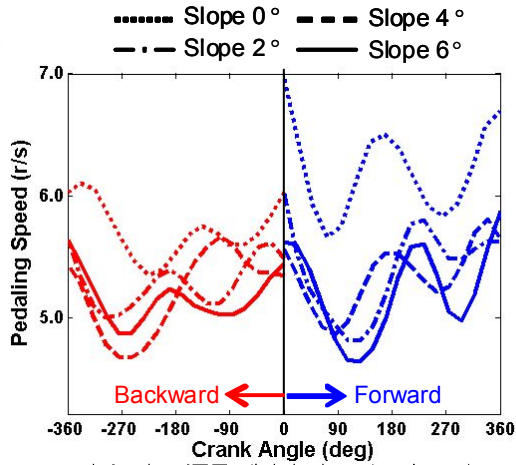


그림 4. 정·역구동 페달링 시 크랭크 속도 비교

표 1. 정·역구동 페달링 속도 분포

Pedaling	Slope (°)	Velocity (r/s)		
		Mean	Std	Peak
Forward	0	6.21	0.37	6.95
	2	5.39	0.36	6.01
	4	5.34	0.26	5.81
	6	5.22	0.37	5.87
Backward	0	5.71	0.23	6.10
	2	5.29	0.20	5.64
	4	5.20	0.33	5.66
	6	5.16	0.21	5.63

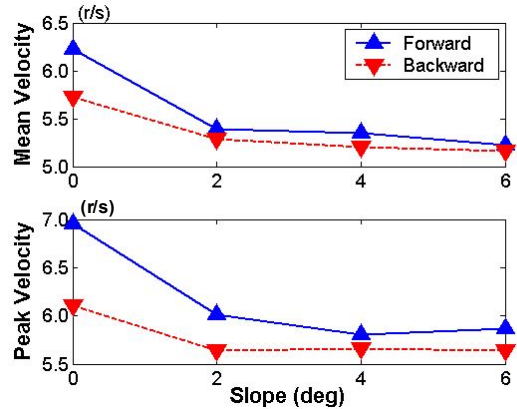


그림 5. 등판각 vs. 크랭크 속도

2. 페달링 방향에 따른 근활성도

<그림 6>은 근전도 실험에서 최초로 취득한 신호로부터 평균제곱법과 Ensemble평균법을 적용하여 구한 Ensemble 곡선을 예시한 것으로 등판각이 4°일 때 장단지근(GM)에 대한 결과를 보여주고 있다.

<그림 7>과 <그림 8>은 등판각이 각각 0°, 6°일 때 장단지근, 대퇴사두근, 전경골근 및 비장근의 RMS 근활성도의 Ensemble 곡선을 나타낸 것으로서 <그림 7>의 결과는 선행 연구(Neptune & Kautz, 2000)의 결과와 비교하여 크랭크 각도에 대한 근활성도의 분포와 최대값이 나타나는 지점이 유사함을 알 수 있다.

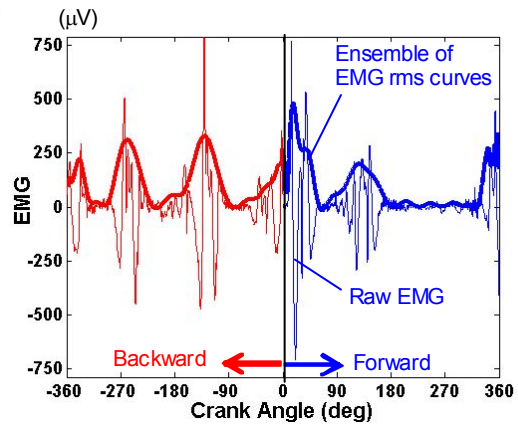
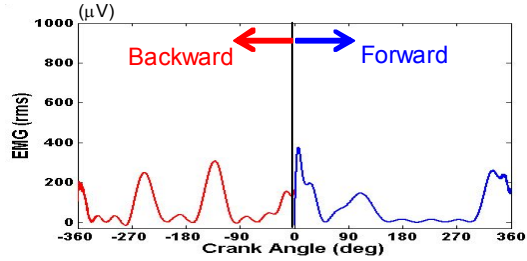
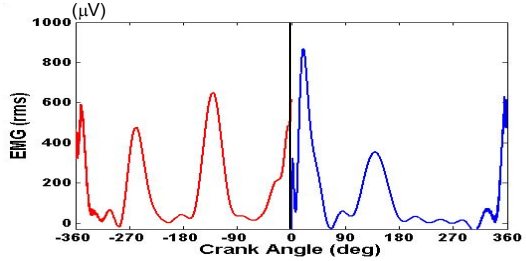


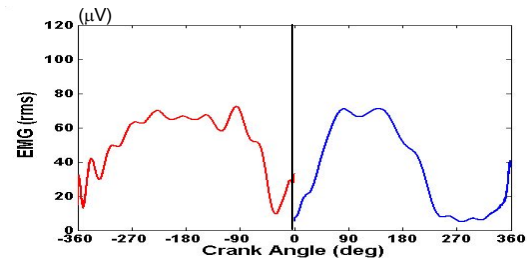
그림 6. EMG신호 처리



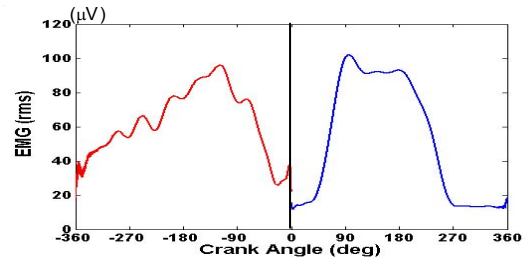
(a) GM



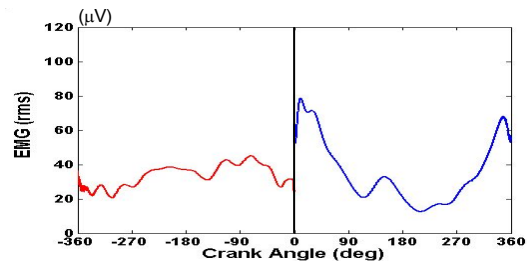
(a) GM



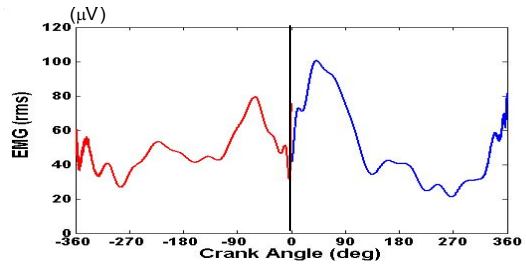
(b) VL



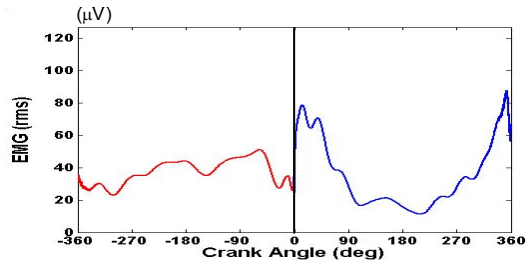
(b) VL



(c) TA

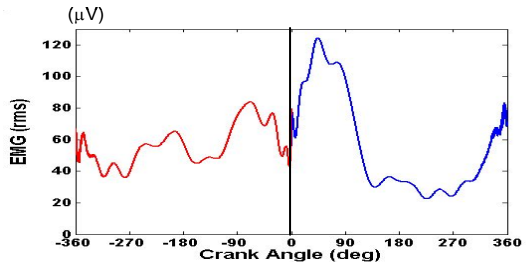


(c) TA



(d) SOL

그림 7. EMG신호 (주행 경사각=0°)



(d) SOL

그림 8. EMG신호 (주행 경사각=6°)

<표 2>는 등판각이 0°, 2°, 4°, 6°일 때 각 근육 활성화도의 평균값과 최대값을 정리한 것이다. 우선 근육간의 근활성도를 보면 장단지근의 활성도가 가장 높으며 나머지 근육의 경우는 비슷한 수준에 머물고 있음을

알 수 있다. 한편 페달링 방향에 따른 근활성도를 살펴 보면 최대값의 크기와 최대값이 발생하는 크랭크 각도가 모두 큰 차이가 나는 것을 알 수 있다. 최대값의 경우는 모든 근육에서 정방향 구동일 때의 활성도가 역

방향 구동일 때의 활성도보다 높다. 반면 근활성도의 평균값의 경우는 근육에 따라 정방향일 때 더 높은 경우와 역방향일 때 더 높은 경우가 발생하였다.

특히 대퇴사두근의 경우는 등판각에 상관없이 역방향일 때의 근활성도 평균값이 항상 더 높게 나타남을 확인할 수 있다. 이는 <그림 7> 및 <그림 8>에 나타남과 같이 근활성도의 패턴이 다르기 때문이다. 이러한 경향은 <그림 9>를 보면 더욱 분명해지는데 평균값의 크기 분포는 정방향인 경우와 역방향인 경우에 거의 비슷한 양상을 보이는 반면 근활성도의 최대값은 모든

근육에서 역방향일 때 더 작은 값을 가지며 특히 장단지근의 경우 그 차이가 두드러짐을 알 수 있다.

3. 등판각에 따른 근활성도

<표 2>와 <그림 9>의 결과로부터 등판각이 증가함에 따라 장단지근의 활성도는 대략적으로 비례하여 커지는 반면 다른 근육들의 경우는 별 차이가 없는 것을 알 수 있다. 근활성도의 최대값을 비교해보면 모든 근육에서 정구동보다 역구동일 때 더 작게 나타났으며 근활성도가 가장 높은 장단지근의 경우 등판각이 증가함에 따라 정구동과 역구동의 차이가 더 커지는 것을 알 수 있다. 반면 근활성도의 평균값을 보면, 장단지근과 대퇴사두근에서는 정구동이 역구동보다 작게 나타

표 2 정·역구동 페달링 시 근활성도 비교

Subject	Pedaling	Muscle	Slope (°)				
			0	2	4	6	
A	Forward (μV)	GM	Mean	76.4	132.1	156.6	143.6
			Peak	352.4	482.6	723.4	869.3
		VL	Mean	37.5	39.3	45.0	50.9
			Peak	69.6	77.1	89.8	97.5
		TA	Mean	32.8	38.8	61.2	51.9
			Peak	71.2	87.3	106.9	100.4
	SOL	Mean	32.6	42.1	70.9	61.8	
		Peak	83.0	96.3	120.5	124.5	
	Backward (μV)	GM	Mean	80.7	101.4	175.4	177.7
			Peak	308.8	406.4	490.2	650.0
		VL	Mean	52.3	49.8	61.8	63.8
			Peak	72.4	66.1	84.0	96.0
TA		Mean	33.0	29.1	45.1	48.6	
		Peak	44.1	40.5	77.6	79.5	
SOL	Mean	36.8	32.5	55.4	57.4		
	Peak	48.2	44.4	93.4	84.0		
B	Forward (μV)	GM	Mean	82.0	127.3	130.4	118.2
			Peak	377.8	466.1	664.9	717.3
		VL	Mean	33.1	39.5	44.4	52.1
			Peak	67.9	81.3	90.1	102.1
		TA	Mean	36.8	37.2	53.2	48.1
			Peak	77.0	85.5	92.6	87.5
	SOL	Mean	36.8	41.5	63.7	50.2	
		Peak	85.9	96.3	120.5	124.5	
	Backward (μV)	GM	Mean	74.1	97.2	170.4	175.9
			Peak	287.4	401.3	484.9	628.0
		VL	Mean	51.5	49.2	59.0	61.6
			Peak	70.4	65.9	83.7	95.0
TA		Mean	34.4	29.9	44.3	47.8	
		Peak	45.0	43.6	77.1	77.7	
SOL	Mean	38.0	31.9	55.2	55.4		
	Peak	51.1	44.0	92.8	82.1		

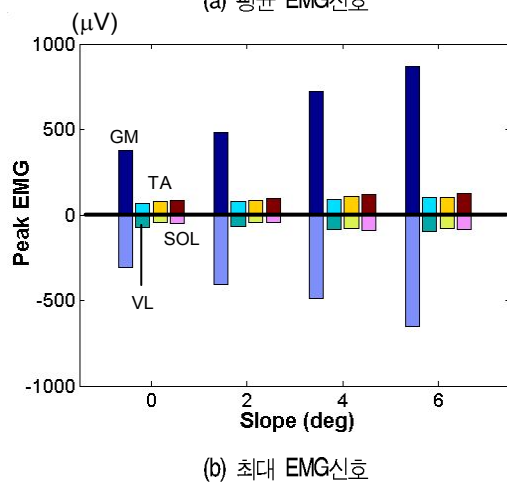
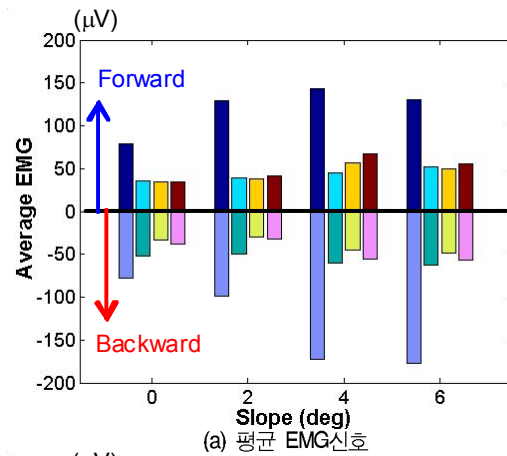


그림 9. 정·역구동 시 근활성도 비교

나지만 전경골근과 비장근에서는 반대로 역구동 시에 더 작게 나타나며 등판각에 따른 차이를 보면 등판각이 2° 또는 4°인 경우가 가장 큰 것으로 나타났다.

IV. 결론 및 제언

본 연구에서는 동작분석 실험과 근전도 실험을 수행하여 자전거 페달링 방향과 주행 등판각이 인체 하지 근육의 활성화도에 미치는 영향을 분석하였다. 그로부터 얻은 결론은 다음과 같다.

1. 페달링 방향의 변화는 자전거 주행 속도 및 인체 하지 근육의 활성화도에 큰 영향을 미친다. 크랭크 각도에 따른 근활성도의 패턴 및 최대값의 분포에 있어 정방향 구동과 역방향 구동은 큰 차이를 보인다.

2. 근활성도의 최대값은 정구동으로 페달링할 때가 역구동으로 페달링할 때보다 크다. 반면 근활성도의 평균값은 장단지근과 대퇴사두근에서는 정구동 페달링이 더 높게 나타나고 전경골근과 비장근에서는 역구동 페달링이 더 높게 나타난다.

3. 주행 등판각이 증가하면 페달링 방향이 바뀔 때 따른 근활성도 최대값의 차이는 더욱 커진다.

참고문헌

- 유문수(2006). *자전거의 속도변환장치*, 특허 제10-0436697.
- Bertucci, W., Grappe, F., Girard, A., Betik, A. & Rouillon, J. (2005). Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *Journal of Biomechanics*, 38, 1003-1010.
- Bressel, E. (2001). The influence of ergometer pedaling direction on peak patellofemoral joint forces. *Clinical Biomechanics*, 16, 431-437.
- Chen, G., Kautz, S., & Zajaca, F. (2001). Simulation analysis of muscle activity changes with altered body orientations during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 34, 749-756.
- Dorel, S., Couturier, A., & Hug, F. (2007). Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17, 866-878.
- Duc, S., Bertucci, W., Pernin, J., & Grappe, F. (2008). Muscular activity during uphill cycling: Effect of slope, posture, hand grip position and constrained bicycle lateral sways. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 116-127.
- Hug, F., Faucher, M., Marqueste, T., Guillot, C., Kipson, N., & James, Y. (2004). Electromyographic signs of neuromuscular fatigue are concomitant with further increase in ventilation during static handgrip. *Clinical Physiology and Functional Image*, 24, 25-32.
- Neptune, R., & Bogert, A. (1998). Standard mechanical energy analyses do not correlate with muscle work in cycling. *Journal of Biomechanics*, 31, 239-245.
- Neptune, R., & Kautz, S. (2000). Knee joint loading in forward versus backward pedaling: implications for rehabilitation strategies. *Clinical Biomechanics*, 15, 528-535.
- Neptune, R., Kautz, S., & Zajac, F. (2000). Muscle contributions to specific biomechanical functions do not change in forward versus backward pedaling. *Journal of Biomechanics*, 33, 155-164.
- Rouffet, D., & Hautier, C. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 866-878.

투 고 일 : 10월 31일

심 사 일 : 11월 6일

심사완료일 : 12월 9일