

# 페달링 시 하지정렬에 의한 무릎궤적과 동작의 부드러움, 파워의 변화에 대한 기초연구

## A Preliminary Study on Changes of Knee Trajectory, Smoothness and Power by Lower Limb Alignment during Pedaling

\*최진승, #탁계래, 강동원, 서정우, 배재혁

\*J.S.Choi, #G.R.Tack(grtack@kku.ac.kr), D.W.Kang, J.W.Seo, J.H.Bae

<sup>1</sup>건국대학교 의료생명대학 의학공학부, 의공학 실용기술연구소

Key words : Pedaling, Lower limb alignment, Knee trajectory, Smoothness, Power

### 1. 서론

사이클 선수의 기록과 순위에 영향을 미치는 요인은 공기저항, 경기 전략[1], 페달링 파워[2] 등으로 알려져 있다. 이 중, 페달링은 사이클의 가장 기본적이면서 중요한 요인이다[2]. 사이클의 페달링은 주로 하지의 운동, 즉 대퇴 관절, 무릎 관절 및 발목 관절의 운동을 통해 추진되며, 최상의 페달링 수행과 부상방지를 위한 최적의 관절각도 및 관절력 발생지점을 찾고, 발생한 힘이 효율적으로 크랭크에 전달되도록 하는 것이 필요하다[3]. 일반적으로 90% 이상의 사람들은 발의 뒤꿈치를 바닥에 수직으로 놓았을 때, 중족골(metatarsal bone)이 안쪽(varus) 혹은 바깥쪽(valgus)으로 굽은 현상을 가지고 있다[3]. 일반적으로 하지에서 크랭크로 힘의 전달은 페달과 맞닿는 중족골에서 이루어지며[4], 앞꿈치 굽음(metatarsophalangeal curvature) 현상은 발바닥 부분에 빈 공간을 생성하여 페달링 시 무릎의 궤적을 좌우로 분산시키게 된다. 이는 페달링 파워 전달의 효율성이 낮아지고 부상의 위험성을 증가시키는 것으로 알려져 있다.

이러한 내반·외반족에 의해 발생한 발바닥아래 공간을 채워주는 방법을 사용하여 하지를 통해 발생한 힘을 직접적으로 크랭크로 전달시키도록 하여 페달링 효율을 높일 수 있다[3]. 이러한 효과는 무릎의 움직임 궤적 변화, 발끝의 부드러움 움직임 등을 통해 확인할 수 있으며[3,5], 정렬을 통한 페달링의 효율성은 페달링 파워를 이용해 확인이 가능하다[1]. 따라서 본 연구에서는 12명의 non-cyclist를 대상으로 페달링 시 하지정렬을 통한 무릎궤적과 부드러움, 파워의 즉각적인 변화를 살펴보았다.

### 2. 방법

#### 1. 실험대상

본 연구의 피험자는 하지근골격계에 이상이 없고 사이클을 즐기는 대학생 12명(신장 172.9±4.3cm, 체중 65.2 ± 3.1kg, 연령 25.3 ± 2.0 years)을 선정하였다. 피험자에게는 실험 수행 전에 실험내용과 목적을 충분히 설명하고 실험동의서에 서명을 받았다.

#### 2. 실험방법

모든 실험은 가변형 프레임 자전거로 수행되었으며, 1단 기어를 사용하였다. 3차원 동작분석기와 SRM powermeter가 사용되었으며, 적외선 마커는 하지의 양쪽다리의 무릎(lateral epicondyle of the femur), 발가락(center of the foot between 2nd and 3rd metatarsal)에 부착하였다. SRM powermeter (Schoberer Rad Messtechnik, Germany)는 크랭크에 장착되었으며, 샘플링 주파수 2Hz로 페달링 파워(W), 속도(km/hr)와 cadence를 수집하였다. 페달링은 하지정렬 전과 후에 각 2분씩 2회의 40RPM의 sub-maximal test를 수행하였다[6]. 정렬 전 조건은 피험자 개인적 취향에 따라 프레임사이즈가 선택 적용되었다. 정렬 후 조건은 Juteau-Cantin (Juteau-Cantin Inc., Canada)사의 프레임 피팅시스템을 사용하여 피험자의 신체사이즈에 따라 프레임 사이즈를 조절하고, 페달링 시 BFS system (Bike Fit Systems LLC., USA)을 이용하여 하지를 수직정렬하여 완성하였다. 하지의 수직정렬을 위해 피험자 발의 내·외측 정도에 따라, 신발 내부에 웨지(wedge)를 삽입하였다. 각 실험 간 5분 이상의 휴식 및 회복 시간을 주어 다음 실험에의 영향을 최소화하였다.

### 3. 분석방법

동작데이터를 이용해 발끝의 움직임 범위와 정규저크를 각 방향(AP:앞뒤, ML:좌우, VER:수직)으로 계산하였고, SRM으로부터 페달링 파워와 Cadence를 측정하여 피팅전과 후를 비교하였다. 페달링 파워는 페달링 주기별 평균과 변이계수 (coefficient of variance, CV)를 이용하였다. 정규저크는 작을수록 능숙하고 부드러운 동작을 의미하며, 수직정렬 전후에 대해 대응표본 t-test를 이용해 유의수준 .05로 비교하였다.

### 3. 결과 및 토의

동적 피팅 전과 후의 cadence 는 평균 39.7과 40.0 rpm으로 거의 동일하게 유지되었다. 양쪽 무릎 마커의 움직임 범위는 피팅 후 전후 및 수직방향에서 차이를 보이지 않았으나, 좌우방향에서 오른쪽과 왼쪽이 각각 4.1mm와 3.6mm가량 통계적으로 유의하게 감소하였다. 발끝의 전후, 수직방향의 NJ에서 하지 정렬 후, 통계적으로 더 작았다.

평균 파워와 평균 속도는 거의 동일했으나, 파워의 coefficient of variance는 피팅 후가 피팅 전보다 통계적으로 유의하게 작았다. 또 연속된 페달링 각 주기에서의 페달링 파워의 variability가 더 낮은 것을 알 수 있었다. 이는 피팅을 통한 하지의 정렬에 따라 페달링 수행이 일정하게 이루어지는 효과가 나타남을 추론할 수 있다. 운동의 끝점에서 저크가 작을수록 동작의 부드러움과 능숙함을 나타내기 때문에[6], 좌우방향의 궤적을 줄여주는 하지 수직정렬의 효과로 시상면에서 페달링 수행이 능숙하게 되었다는 것을 알 수 있다.

### 4. 결론

Table 1 Results of range of motion at both knee, cadence, power and speed of 15 non-cyclists

Variables		Before limb alignment	After limb alignment	t-value	p-value
ROM R.Knee (mm)	AP	313.8±42.60	324.0±28.36	-0.948	0.355
	ML	32.6±13.50	28.5±10.20	2.899	<b>0.009*</b>
	VER	262.4±12.40	259.6±12.80	1.040	0.312
NJ R.Toe	AP	18.1±4.63	16.5±3.26	2.842	<b>0.010*</b>
	ML	537.7±229.04	525.7±231.05	0.603	0.553
	VER	14.3±1.55	13.5±1.10	3.144	<b>0.005*</b>
Cadence (rpm)	mean	39.7±0.14	40.0±0.91	-1.613	0.119
	CV	50.5±9.40	50.6±8.90	-0.211	0.834
Power (watt)	mean	10.2±2.30	9.3±2.20	2.452	<b>0.024*</b>
	CV	13.4±0.05	13.5±0.30	-1.620	0.118
Speed (m/s)	mean	3.2±0.80	2.8±0.58	2.055	0.053
	CV				

ROM R.Knee: range of motion at right knee; NJ R.Toe: normalized jerk at right toe; mean±std; \*:p<.05

본 연구에서는 12명의 사이클을 즐기는 일반인을 대상으로 페달링 시 하지정렬을 통한 무릎궤적과 부드러움, 파워의 즉각적인 변화를 살펴보았다. 그 결과, 불필요한 움직임이 줄고 동작의 부드러움이 커졌으며, 파워의 편차도 줄었다. 추후에 사이클 선수를 대상으로 이와 같은 결과를 확인할 필요가 있다.

### 후기

이 논문은 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발 사업에 의거 국민체육진흥공단의 국민체육진흥기금을 지원받아 연구되었습니다.

### 참고문헌

- Burke, E. R., "High-tech cycling," Champaign, USA: Human Kinetics, 2003.
- Atkinson, G., Peacock, O., St Clair Gibson, A., & Tucker, "Distribution of power output during cycling: impact and mechanisms," Journal of Sports Medicine. 37(8), 647-667, 2007.
- Pruitt, A. L. and Matheny, F., "Andy Pruitt's complete medical guide for cyclists," Boulder, Colorado, USA: Velopress, 2006.
- Garbalosa, J. C., McClure, M. H., Catlin, P. A., & Wooden M., "The frontal plane relationship of the forefoot to the rearfoot in an asymptomatic population," Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, Vol. 20, No. 4, pp. 200-206, 1994.
- Hreljac, A., "Stride smoothness evaluation of runners and other athletes," Gait & Posture, 11(3), 199-206, 2000.
- Atsushi, I., Noriaki, I., Toume, I., & Koji, O., "Electromyographic Analysis of the Lower Extremities during Ergometric Cycling," Journal of Japanese Physical Therapy Association. 31(2), 135-142, 2004.