

엘리트 카약 선수들의 에르고미터를 이용한 로잉 동작 시 안장과 페달의 거리가 로잉 패턴 및 근 활성화도에 미치는 영향

류재진¹ · 남기정² · 이종훈³

¹국민대학교 대학원 체육학과 · ²서울대학교 사범대학 체육교육과 · ³서울과학기술대학교 에너지바이오대학 스포츠과학과

Effect of Saddle to Pedal Length in Kayak Ergometer on Rowing Motion and EMG Activation in Elite Kayak Players

Jae-Jin Ryue¹ · Ki-Jung Nam² · Chong-Hoon Lee³

¹Department of Physical Education, Graduate School of Kookmin University, Seoul, Korea

²Department of Physical Education, Seoul National University, Seoul, Korea

³Department of Sport Science, Seoul National University of Science & Technology, Seoul, Korea

Received 30 January 2012; Received in revised form 10 February 2012; Accepted 28 March 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to identify the saddle to pedal length contributing to successful performance in kayak using a kayak ergometer. Ten male elite kayak players participated in this study. players were tested on the kayak ergometer which was varied saddle to pedal length by the knee flexion angle(90deg; 120deg; 150deg) to measure stroke frequency, paddling amplitude, joint angle, RoM and angular velocity, foot pressure and force, iEMG using the 3D motion system, foot pressure system and EMG wireless system. At a results, rowing at 120deg on knee flexion angle showed higher stroke frequency and paddling amplitude than other knee flexion angles. RoM at upper extremity showed not significant difference between knee flexion angles. But there were significant differences in thorax and pelvis rotation RoM, knee flexion-extension RoM in each condition. In addition, foot pressure, force and iEMG were significantly different in knee flexion angles. Study showed that changed of saddle to pedal length affected rowing performance kinds of stroke frequency, paddling amplitude. The most important thing, increased range of motion in pelvic and thorax has occurred by force that generated foot-bar to seat. Not only that, but it seems to be attributed to a technical adaptation developed to maximum rowing performance.

Keywords : Kayak, Ergometer, Kinematics, Rowing Motion, EMG

I. 서 론

카약, 카누, 요트 등의 수상레저스포츠는 최근 4대강 사업과 같은 국가적 정책과 국민소득수준의 증가로 인해 국가의 전략적 동력산업으로 급부상하고 있으며 대중적인 레저스포츠로 성

장하고 있다(Kim, 2011). 수상레포츠 시장의 활성화를 위해서는 수상레저스포츠 경기의 국가적 경쟁력 강화 뿐만 아니라 일반인들에게 부상의 위험성을 줄이고 편안하게 즐길 수 있는 장비 개발의 과학적인 접근이 중요하다고 할 수 있다.

수상레저스포츠 중 카약 종목은 대중들이 가장 일반적으로 알고 있는 종목으로 보트 안에 다리를 편 상태로 앉아 진행방향으로 양 끝에 달린 페들을 반복적으로 젓는 양방향 운동이다(Michael, Smith, & Rooney, 2009; Ryu & Lee, 1997; Sim & Kim, 2009). 카약에서 앞으로 추진하는 속도를 유지하는 가장 큰 원동력은 노를 젓는 힘에서 발생하고 노를 젓는 로잉동작의 힘은

Corresponding Author : Chong-Hoon Lee
Department of Sport Science, Seoul National University of Science & Technology, 232 Gongneung-Dong, Nowon-Gu Seoul, Korea
Tel : +82-2-970-6296 / Fax : +82-2-972-9763
E-mail : leejh36@seoultech.ac.kr
본 논문은 2011년도 문화체육관광부의 스포츠산업기술개발 사업에 지원을 받아 연구되었음.

신체적 능력뿐만 아니라 기술적인 능력을 필요로 한다(Hofmijster, Landman, Smith, & Van Soest, 2007). 또한 노를 젓는 힘을 지속적으로 강하게 유지하기 위해서는 안정된 자세와 최적화된 자세가 중요하다고 이야기 하고 있다(Greene, Sinclair, Dickson, Colloud, & Smith, 2009; Michael et al., 2009). Baudouin & Hawkins(2002)는 효율적인 로잉 동작을 위해서는 카약 보트의 구조가 가지는 기계적인 시스템과 로잉 동작을 수행하는 인체 내부에서 발생하는 생체역학적인 시스템의 동시적인 적절한 조화가 필수적이라 이야기 하였다. 기계적인 시스템에서의 중요성은 카약 보트가 수면 위에서 추진하는데 발생하는 표면 저항과 항력, 부력등 외부 저항을 줄여 줄 수 있는 구조적인 부분에 대한 연구(Jackson, 1995)와 노를 저을 때 발생하는 항력을 최대로 만들어 앞으로 나아가는 추진력을 향상 시키는 방법에 대한 연구(Baudouin & Hawkins, 2002; Pendergast et al., 2005)가 이루어졌다. 생체역학적인 시스템에 대한 연구는 다양한 접근이 이루어졌는데 실제 올림픽 경기 또는 시합에서 발생하는 엘리트 선수들의 로잉 동작에서 나타나는 상지의 운동학적 현상에 대한 연구(Jackson, 1995; Kendal & Sanders, 1992; Mann & Kearney, 1980)와 노를 저을 때 발생하는 이상적인 접근 각도와 이를 통해 얻을 수 있는 스트로크 국면 별 시간의 이점에 대한 연구(Plaghoef, 1979) 그리고 스트레인 게이지 및 족저압 측정 센서를 이용하여 노를 저을 때 발생하는 상지에서의 힘과 하지에서 발생하는 힘을 비교한 연구들이 있었다(Baudouin & Hawkins, 2004; Elliott, Hamill, & Derrick, 1993; Greene et al., 2009; Hofmijster et al., 2007; Hofmijster, van Soest, & De Koning, 2008).

하지만 배를 앞으로 추진하는데 있어 보트와 패들의 외형적인 효율성 파악과 인간의 로잉 동작의 특징을 파악하는 것 만으로는 카약 경기력의 향상과 대중화를 시키는데 어려움이 있다. Shephard(1987)와 Caplan & Gardner(2005)의 연구에서는 카약 종목에서 노를 저을 때 발생하는 힘은 발을 지지하는 페달과 안장에서의 힘으로부터 시작한다고 이야기 하였고 일부 연구는 카약과 같은 로잉 종목에서 보트의 구조나 패들링하는 동작으로 인해 발생하는 상체와 하체의 근육 활성화 및 신체 온도의 변화 그리고 이로 인해 나타나는 어깨와 허리에 발생하는 부상에 대한 언급을 하였다(Haley & Nichols, 2009; Hase, Kaya, Zavatsky, & Halliday, 2004; Rodriguez, Rogriguez, Cook, & Sandborn, 1990). 이렇듯 보트의 구조와 같은 기계적 시스템과 동작을 수행하는 생체역학적인 시스템의 상호 작용에 대한 체계적인 연구는 효율적인 동작 수행과 부상 예방에 도움을 줄 수 있다고 할 수 있다.

따라서 본 연구의 목적은 카약 로잉 동작의 실내 연습에 사용하는 카약 에르고미터를 이용한 로잉 동작 시 안장과 페달의 거리 차이에 의해 발생하는 인체 메커니즘의 변화를 파악하고 이를 통해 엘리트 선수들의 경기력 향상과 효율적이고 안정적인 보트 구조 설계에 대한 기초자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 대한 조정 협회에 등록되어 있는 엘리트 선수 10명(나이: 21.9 ± 0.9 year, 신장: 178.8 ± 4.4 cm, 체중: 75.3 ± 7.8 kg, 경력: 9.7 ± 0.9 year)으로 하였다. 연구 대상자는 6개월 이내 근골격계 수술을 받지 않고 동작을 수행하는데 있어 문제가 없는 범위 내에서 선정되었다. 모든 연구 대상자는 본 실험에 앞서 절차를 간단하게 설명 받은 뒤 동의서를 작성 후 실험에 참여하였다.

2. 실험 장비

카약과 유사한 로잉 동작을 비교하기 위하여 카약 에르고미터(Stroke 2 Max Ergo, Upington, South Africa)를 사용하였고 안장과 페달 거리차이에 따른 스트로크 동작 비교를 위하여 3차원 모션 캡처 시스템(EVaRT 5.0, Motion Analysis, USA)을 사용하였다. 안장과 페달의 거리를 개인의 신체 구조적 특징에 맞게 조정하기 위하여 아날로그 각도기를 사용하여 무릎 각도를 90도, 120도, 150도로 통제하여 실험을 진행 하였다. 운동학적 변인들을 산출하기 위하여 총 83개의 반사 마커를 각 분절에 부착 시킨 뒤 3차원적인 로잉동작의 운동학적 변인을 분석하기 위해서 10대의 적외선 고속 카메라(Eagle4, Motioni Analysis, USA)를 실험실 전체에 입체적으로 배치하였고 영상의 Sampling rate는 100 Hz로 설정하였다.

스트로크 동작 시 발생하는 발바닥 압력을 측정하기 위하여 족저압 압력 센서(Pedar X system, munich, Germany) 1대를 사용하였다. 족저압 센서의 경우 모든 연구 대상자의 신발 안에 위치시켜 로잉 동작 시 발생하는 압력을 측정하고자 하였고 sampling rate는 100 Hz로 설정하였다. 마지막으로 로잉 동작 시 근육의 활성도를 분석하기 위하여 Noraxon 근전도 시스템(Telemyo 2400T system, Noraxon, USA)을 사용하였고 상완 이두근, 상완 삼두근, 삼각근, 대퇴 직근, 대퇴 이두근의 피부 표면에 전극을 부착하여 데이터를 수집하였다. 데이터 전송 방식은 wi-fi 디지털 통신 방식으로 무선 측정하였으며 sampling rate는 1000 Hz로 설정하였다. 실험 장비에 대한 배치 및 구성은 <Figure1>과 같다.

3. 실험 절차

모든 피험자는 실험 전 충분한 스트레칭 및 warm up을 실시한 후 실험에 대한 설명 및 동의서에 대한 작성을 하였다. 그 후 DLT 방식을 이용하여 실험실 공간을 3차원 좌표화 한 뒤 에르고미터를 실험 공간 중앙에 배치하였다. 그 후 피험자의



Figure 1 . Experimental set up

해부학적 위치에 마커를 부착하고 정적인 동작에서의 모션캡처를 진행하였다. 정적인 상태의 동작 측정이 완료 된 후 인체의 각 분절에 지역좌표계를 설정하였고 로잉 동작 시 사용되는 근육의 활성도를 파악하기 위하여 좌측의 상완 이두근, 삼두근, 삼각근 그리고 좌측 하지의 대퇴 직근과 대퇴 이두근에 근전도 채널을 부착하였다. 근전도 채널 부착 후 편안한 상태를 기준으로 오프셋을 설정 한 뒤 본 실험에 들어갔다.

에르고미터에서 동작 실시 전 본인이 사용하는 편안한 신발 안에 인솔센서를 사이즈에 맞게 위치 한 뒤 로잉 동작을 실시할 수 있도록 하였다. 로잉 동작 시간은 각각의 조건에서 30 초 실시하였으며 안장과 페달의 거리 조절을 위하여 무릎 굴곡 각도를 90 도, 120 도, 150 도로 설정하여 변화를 주었다. 각각의 무릎 각도 배정은 무작위로 배정하였으며 30초 로잉 동작 중 중간에 실시한 3회 스트로크 구간을 선정하여 분석하였다.

4. 자료 분석

모션 캡처 시스템을 통해 얻어진 3차원 좌표값과 지면 반력 데이터를 Visual 3D(C-motion inc, USA) 및 Matlab 2009(Mathworks, Inc, USA)를 사용하여 분석하였다. 영상 자료에서 발생하는 노이즈를 제거하기 위해 4차 Butter worth lowpass filter를 사용하였고 차단 주파수는 영상 데이터의 경우 7 Hz로 설정하였다, 근전도 데이터의 경우 bandpass filter를 사용하여 20-500 Hz에 해당하는 주파수 영역대의 신호를 분석 하였다. 모든 변인의 경우 각각의 무릎 각도에서 실시한 스트로크 동작 중 성공한 동작 3회를 선정하여 앙상블 평균 내어 분석하였다.

1) 로잉 동작의 주기 설정

안장과 페달사이의 거리에 따른 로잉 메카니즘의 변화를 파악하기 위하여 최초 왼팔의 로잉을 시작하는 시점으로부터 스윙기를 거쳐 다시 최초 왼팔의 로잉을 시작하는 시점까지의 로잉 주기를 구간으로 설정하여 분석 하였다(Figure 2).

2) 변인 분석

(1) 무릎 각도 변화에 따른 안장과 페달 사이의 길이 변화 개인의 하지 길이에 맞는 안장과 페달 사이의 길이 변화를 보기 위해서 무릎 각도의 변화에 따른 로잉 머신의 안장 위치와 페달 위치에 부착한 반사마커의 절대 길이를 분석하였다.

(2) 운동 능력의 변화

운동 능력의 변화를 파악하기 위하여 30 초간 로잉 동작을 실시하였을 때 발생하는 스트로크 횟수와 스트로크 길이를 분석하였다. 스트로크 횟수의 경우 30 초 동안 실시한 좌, 우 스트로크 횟수의 총합을 기준으로 1 초당 수행한 스트로크 횟수를 계산하였고 스트로크 길이는 연구 대상자의 손에 부착한 마커를 기준으로 시상면에서의 최대 길이와 최소 길이의 차이를 통해 파악하였다(Figure 2).

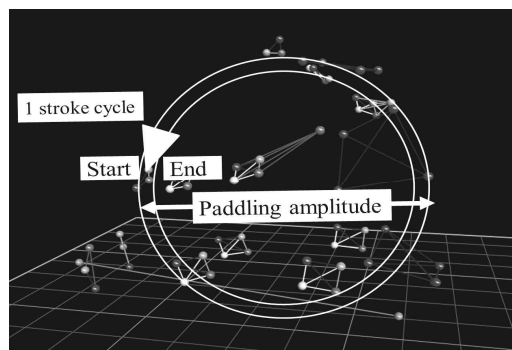


Figure 2. Definition of stroke cycle and paddling amplitude

(3) 운동학적인 변화

안장과 페달의 각도 변화에 따른 로잉 동작의 변화를 파악하기 위해 모든 연구대상자의 왼팔에 해당하는 팔꿈치와 어깨의 굴곡 각도와 굴곡 신전 되는 관절의 가동 범위, 몸통과 골반의 수평면에서의 회전 가동 범위 및 왼쪽 무릎 관절의 굴곡 신전되는 관절 가동범위와 무릎 관절을 신전 할 때 발생하는 각속도를 분석하였다.

(4) 족저압의 변화

로잉 동작을 실시하는데 있어 하지의 사용 여부와 그 크기 정도를 파악하기 위해서 족저압의 변화를 분석 하였다. 족저압력의 경우 스트로크 동작 중 발생하는 왼발과 오른발의 족저압 센서에서 측정 되는 접촉 면적에서의 최대 압력 값과 동작 수행 중 페달과 발의접촉 면적을 고려하여 계산 된 최대 힘과 평균힘 값을 계산하여 분석하였다.

(5) 근 활성화

안장과 페달의 길이 변화에 따른 상하지 근육의 활성화 변

화를 보기 위하여 필터링 된 데이터의 절대값을 기준으로 iEMG 값을 계산 하였다. 각각의 무릎 굴곡 각도 조건에서 좌측의 상완 이두근과 삼두근 삼각근 및 하지의 대퇴직근과 대퇴 이두근에 대한 iEMG 값을 분석하여 비교하였다.

5. 통계 처리

SPSS 18.0을 사용하여 안장과 페달의 길이 변화에 따른 로잉 메카니즘의 변화를 파악하기 위하여 반복 측정 일원 분산분석(one-way repeated measures analysis of ANOVA)을 실시하였다. 사후검증은 Bonferroni 검증을 사용하였고 유의 수준은 $\alpha < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 무릎 각도 변화에 따른 안장과 페달의 길이 변화

무릎 각도에 따른 안장과 페달의 길이 변화를 측정 한 결과 모든 조건에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .001$). 90도 굴곡 각도에서는 안장과 페달 사이의 길이가 0.94 ± 0.04 m로 나타났고 120도 굴곡 각도에서는 1.03 ± 0.05 m로 나타났으며 150도 굴곡각도에서는 1.07 ± 0.04 m로 나타났다(Figure 3). 무릎 굴곡 각도가 커질수록 안장과 페달의 길이 역시 가장 길게 나타났으며 무릎 굴곡각도가 90도일 경우 안장과 페달의 길이가 가장 짧게 나타났다.

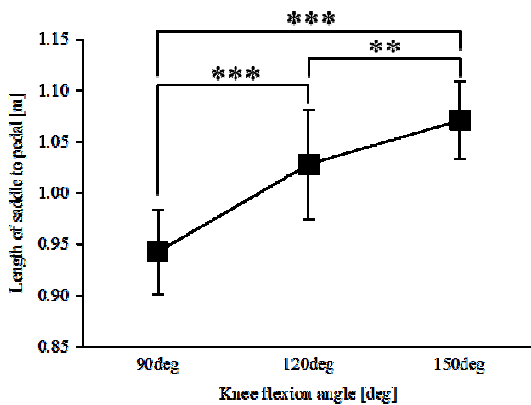


Figure 3. Saddle to pedal length on kayak ergometer (** $p < .01$; *** $p < .001$)

2. 스트로크 횟수와 길이의 변화

무릎 굴곡 각도의 변화에 따라 발생하는 로잉 동작의 스트로크 횟수에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 로잉 동작 시 1초당 발생하는 스트로크 횟수는 90도 굴곡 각도에서

1.74 ± 0.12 회, 120도 굴곡각도에서는 1.74 ± 0.15 회, 150도 각도에서는 1.69 ± 0.13 회의 스트로크 횟수를 기록하였다(Figure 4(a)). 90도 굴곡 상태와 120도 굴곡 상태에서는 통계적인 차이를 확인 할 수 없었으나 150도 굴곡각도에서는 스트로크 횟수가 90도와 120도 굴곡상태에 비해 낮게 나타남을 확인 할 수 있었다($p < .01$)(Table 1).

스트로크시 발생하는 페들링 길이는 90도 굴곡 각도 시 0.72 ± 0.06 m였고 120도 굴곡 각도 시 0.75 ± 0.06 m였다. 150도 굴곡 각도 시에는 0.73 ± 0.06 m로 나타났었다(Figure 4(b)). 페들링 길이에서는 120도 굴곡각도에서 가장 긴 스트로크 길이를 보였으며 90도 각도와 150도 각도에서 나타나는 스트로크 길이와 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .01$)(Table 1). 90도 각도에서의 스트로크 시 나타나는 페들링 길이와 150도 각도에서의 스트로크 시 나타나는 페들링 길이에서는 통계적으로 유의한 차이는 확인 할 수 없었다.

Table 1. Rowing performance by stroke frequency and paddling amplitude

	90deg	120deg	150deg	P value
Stroke frequency[per/sec]	1.74* (0.12)	1.74† (0.15)	1.69 (0.13)	.008
Paddling amplitude[m]	0.72* (0.06)	0.75† (0.06)	0.73 (0.06)	.007

Note. *significant difference between 90deg and the others, † significant difference between 120deg and 150deg at $p < .05$, Standard deviation in parentheses.

3. 신체관절에서의 각도 변인

운동학적인 변화 중 팔꿈치와 관절과 어깨 관절에서의 굴곡 각도에서는 통계적으로 유의한 차이는 확인 할 수 없었다. 무릎의 굴곡 각이 90도인 상태에서의 로잉 동작 시 팔꿈치 굴곡 각도의 경우 103.80 ± 7.55 도로 나타났고 120도의 무릎 굴곡각도에서는 102.82 ± 6.67 도로 나타났으며 150도 무릎 굴곡각도에서 스트로크 시 나타나는 팔꿈치 굴곡 각도는 104.33 ± 7.10 도로 나타났다. 어깨 관절의 경우 무릎 굴 각이 90도인 상태에서 스트로크 시 굴곡 되는 정도는 93.41 ± 6.76 도로 나타났고 120도 무릎 굴곡 각도 시 95.77 ± 5.25 도로 나타났으며 150도 무릎 굴곡 각도에서 스트로크 시 발생하는 어깨 관절의 굴곡 각도는 95.46 ± 3.28 도였다. 팔꿈치 관절과 어깨 관절에서 시상면에서의 관절 가동 범위를 살펴 본 결과 무릎 굴곡 각도에 따른 차이를 확인 할 수 없었다. 90도 굴곡 각도에서의 스트로크 시 발생하는 팔꿈치의 굴곡 신전 가동범위는 73.47 ± 6.33 도였고 120도의 무릎 굴곡 각도에서는 71.76 ± 8.34 도로 나타났으며 150도의 굴곡각도에서는 74.44 ± 6.11 도로 나타났다. 어깨 관절의 가동범위는 90도 무릎 굴곡 각도에서 스트로크 시 93.41 ± 6.76 도, 120도 무릎 굴곡 각도 시 95.77 ± 5.25 도, 150도 무릎 굴곡 각도 시 95.46 ± 3.28 도로 나타났다.

Table 2. Joint angle, RoM and angular velocity

		(mean±SD)			
		90deg	120deg	150deg	P value
Joint angle	[deg]				
Shoulder flexion angle		93.41±6.76	95.77±5.25	95.46±3.28	.406
Elbow flexion angle		103.80±7.55	102.82±6.67	104.33±7.10	.687
Joint Range of Motion	[deg]				
Thorax rotation angle		82.19±8.46*	86.90±10.19†	80.59±9.54	.016
Pelvis rotation angle		20.36±7.80*	20.34±6.64†	15.65±6.04	.008
Shoulder flx-ext angle		87.43±9.65	89.07±12.28	91.02±8.20	.301
Elbow flx-ext angle		73.47±6.33	71.76±8.34	74.44±6.11	.298
Knee flx-ext angle		16.69±10.47*	28.57±10.43	24.94±7.78	.001
Joint angular velocity	[deg/s]				
Knee extension angular velocity		68.52±14.99	68.76±21.36	65.28±21.25	.921

Note. *significant difference between 90deg and the others, † significant difference between 120deg and 150deg at $p < .05$.

Table 3. Peak pressure, peak force and mean force in shoes

		(mean±SD)			
		90deg	120deg	150deg	P value
Peak pressure	[kpa]				
leftside foot		124.75±49.70	117.50±29.23	119.00±39.48	.861
Rightside foot		116.00±43.26	137.50±71.21	128.50±42.64	.580
Peak force	[N]				
leftside foot		317.34±101.85	275.55±81.40	195.93±53.69	.001
Rightside foot		344.14±104.04	286.24±80.26	217.99±65.39	<.001
Mean force	[N]				
leftside foot		54.73±26.26	42.83±23.55	24.83±12.16	<.001
Rightside foot		63.03±30.44	45.38±23.64	29.74±19.78	<.001

Note. *significant difference between 90deg and the others, † significant difference between 120deg and 150deg at $p < .05$.

무릎 굴곡 각도의 변화에 따라 로잉 동작 시 발생하는 수평면에서의 몸통 회전 각도를 분석한 결과 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 있었다($p < .05$). 90 도의 무릎 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 나타나는 몸통의 회전 정도는 82.19±8.46 도이고 120 도의 무릎 굴곡 각도에서 나타나는 몸통의 회전 정도는 86.90±10.19 도였다. 150 도 무릎 굴곡각도에서 나타나는 몸통의 회전 정도는 80.59±9.54 도로 나타났다. 120 도의 무릎 굴곡

각도에서 로잉 동작 시 가장 큰 몸통의 회전 가동범위를 보였고 90 도 굴곡 각도와 150 도 굴곡 각도에서 보여지는 몸통의 가동 범위와 통계적인 차이를 나타냈다.

수평면에서 골반의 회전 정도에서도 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 있었다($p < .01$). 골반의 회전 정도는 90 도 무릎 굴곡 각도 시 20.36±7.80 도로 나타났고 120 도 무릎 굴곡 각도 시 20.34±6.64 도로 나타났다. 150 도 무릎 굴곡 각도에서는

15.65±6.04 도로 나타났다. 150 도 무릎 굴곡 각도에서 수평면에서의 골반 회전 가동범위를 나타냈으며 90 도 및 120 도 무릎 굴곡 각도에서 나타나는 골반 가동범위와 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

초기 시작하는 무릎 관절의 굴곡 정도를 통계한 채로 로잉 동작을 수행 시 무릎에서 나타나는 시상면에서의 관절 가동 범위를 분석한 결과 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 있었다($p<.01$). 90 도 무릎 굴곡 각에서는 스트로크 동작 시 발생하는 시상면에서의 관절 가동 범위가 16.69±10.47 도로 나타났고 120 도 무릎 굴곡 각도에서 스트로크 동작 시 28.57±10.43 도의 관절 가동 범위를 보였다. 150 도 무릎 굴곡 각도에서 스트로크 동작 시에는 24.94±7.78 도의 관절 가동 범위를 나타냈다. 90 도의 무릎 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 가장 적은 관절 가동 범위를 보였으며 120 도, 150 도 무릎 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 나타나는 시상면에서의 관절 가동범위와 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

무릎의 신전되는 각속도를 분석한 결과 무릎 굴곡 각도에 따른 통계적 차이는 확인 할 수 없었다. 90 도의 굴곡 각도에서 로잉 시 무릎의 신전되는 각속도는 68.52±14.99 deg/s로 나타났고 120도의 무릎 굴곡각도에서 나타나는 무릎의 신전 각속도는 68.76±21.36 deg/s로 나타났으며 150 도의 무릎 굴곡 각도에서 나타나는 무릎의 신전 각속도는 65.28±21.25 deg/s로 나타났다. 120 도 각도에서 가장 높은 각속도를 보였으나 무릎 굴곡 조건 사이에 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다(Table 2).

4. 최대 족저압 크기의 변화

로잉 동작 시 나타나는 좌우 발에서의 최대 압력 크기에서는 통계적으로 유의한 차이를 확인 할 수 없었다. 왼발의 경우 90 도 무릎 굴곡 각도에서 로잉 시 나타나는 최대 압력 값은 124.75±49.70 kpa이었고 120 도 무릎 굴곡 각도에서 로잉 시 117.50±29.23 kpa으로 나타났다. 150 도 무릎 굴곡 각도에서는 119.00±39.48 kpa로 나타났다. 오른쪽 발의 경우는 90 도의 무릎 굴곡 각도에서는 116.00±43.26 kpa, 120 도의 무릎 굴곡 각도에서는 137.50±71.21 kpa, 150도 무릎 굴곡 각도에서는 128.50±42.64 kpa의 결과값을 보였다(Table 3, Figure 5(a)).

왼발의 접촉 면적을 고려한 최대 힘의 크기에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.01$). 왼발의 경우 90 도 무릎 굴곡 각도에서는 힘의 크기가 317.34±101.85 N으로 나타났고 120 도 무릎 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 275.55±81.40 N, 150 도 무릎 굴곡 각도에서는 195.93±53.69 N으로 나타났다. 오른발의 최대 힘의 크기 역시 통계적으로 유의한 차이가 나타났는데 ($p<.001$) 90 도의 무릎 굴곡 각도에서는 344.13±104.04 N으로 나타났고 120 도의 무릎 굴곡 각도에서는 286.24±80.26 N, 150

도 무릎 굴곡 각도에서는 217.99±65.39 N으로 나타났다(Table 3, Figure 5(b)).

로잉 주기에서 발생하는 힘의 평균력에서도 왼발($p<.001$)과 오른발($p<.001$)모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 왼발의 경우 무릎 각도에 의해 발생하는 평균력의 크기가 90 도 무릎 굴곡 각도에서는 54.73±26.26 N, 120 도 무릎 굴곡 각도에서는 42.83±23.55 N이고 150 도 무릎 굴곡 각도에서는 24.83±12.16 N으로 나타났다. 오른발에서도 90 도 무릎 굴곡 각도에서는 63.03±30.44 N, 120 도 무릎 굴곡 각도에서는 45.38±23.64 N으로 나타났고 150 도 무릎 굴곡 각도에서는 29.74±19.78 N으로 나타났다(Table 3, Figure 5(c)).

5. 근육 활성도의 변화

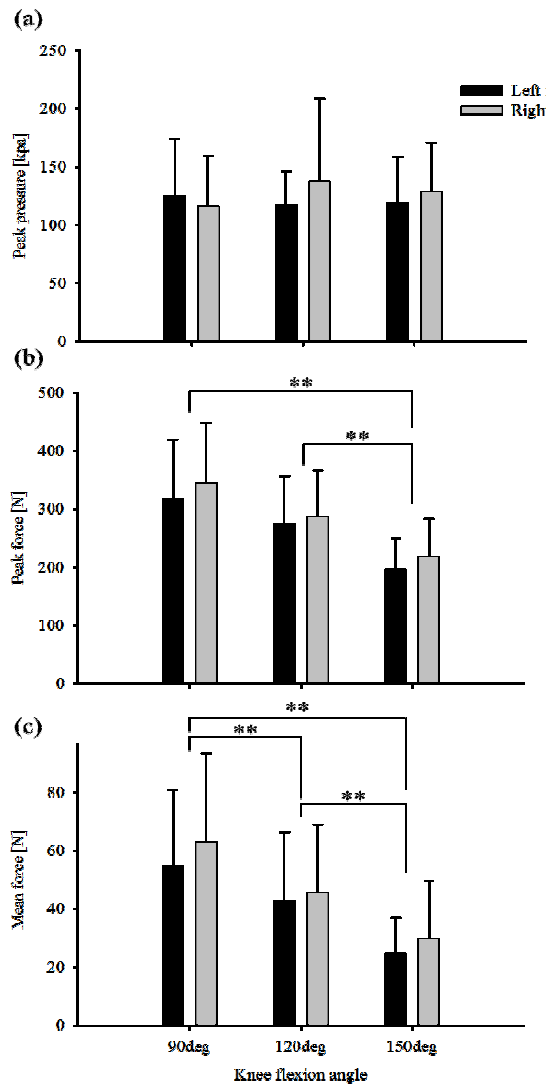


Figure 4.(a)Peak pressure (b)peak force (c)Mean force in shoe during rowing motion(* $p<.05$; ** $p<.01$; *** $p<.001$)

무릎 굴곡 각도 변화에 따른 상지와 하지의 근활성도를 비

교한 결과 상완 이두근과 대퇴 직근에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 상완 이두근의 경우 90도 무릎굴곡 각도에서는 132.22 ± 43.66 mV*s의 iEMG 값이 나타났고 120도 무릎굴곡 각도에서는 122.83 ± 26.58 mV*s의 값을 나타냈다. 150도 무릎 굴곡 각도에서의 로잉 동작에서는 115.33 ± 33.69 mV*s의 값을 나타냈다. 90도 무릎 굴곡 각도에서의 상완 이두근의 iEMG 값이 가장 크게 나타났으며 150도 굴곡 각도와 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$).

대퇴 직근의 경우 90도 무릎 굴곡 각도에서는 48.81 ± 13.10 mV*s의 값을 나타냈고 120도 무릎 굴곡 각도에서는 39.07 ± 15.17 mV*s의 값을 나타냈다. 150도 무릎 굴곡 각도에서의 로잉 동작 시에는 29.59 ± 15.51 mV*s의 값을 나타냈다. 대퇴 직근에서는 150도 무릎 굴곡 각도에서의 로잉 동작 시 가장 적은 iEMG 값이 나타났으며 90도 무릎 굴곡 각도($p < .01$)와 120도 무릎 굴곡 각도($p < .05$)에서의 대퇴 직근 iEMG 값과 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 상완 삼두근과 삼각근 그리고 대퇴 이두근의 근 활성화도에서는 무릎 굴곡 정도에 따른 차이를 확인 할 수 없었다(Table 4).

Table 4. Integrated EMG on upper and lower extremity(unit: mV*s)

	90deg	120deg	150deg	P value
Biceps brachii	132.22 (43.66)	122.83 (26.58)	115.33 (33.69)	.047
Triceps brachii	185.03 (53.94)	176.38 (78.13)	182.02 (61.31)	.714
Deltoid	146.46 (44.67)	137.14 (55.06)	145.27 (46.66)	.645
Rectus femoris	48.81 (13.10)	39.07 (15.17)	29.59 (15.51)	.001
Biceps femoris	9.37 (3.51)	12.69 (8.94)	10.32 (7.30)	.476

Note. *significant difference between 90deg and the others, † significant difference between 120deg and 150deg at $p < .05$, Standard deviation in parentheses.

IV. 논 의

본 연구에서는 무릎 각도의 변화를 통해 안장과 페달의 길이를 달리하고 이에 따라 발생하는 로잉 메커니즘의 변화를 확인하고자 하였다. 스트로크 횟수 및 길이를 통해 운동능력의 변화를 파악하고 그 원인을 운동학적 변화 및 족저압력 그리고 근전도를 통해 파악하고자 하였다. 스트로크의 횟수와 스트로크의 길이에서는 안장과 페달의 길이에 따른 차이를 보였고

몸통과 골반 회전 정도 및 무릎의 관절 가동 범위에서 역시 로잉 시 무릎 굴곡 각도의 변화에 따른 차이를 파악 할 수 있었다. 본 연구를 통해 카약과 같은 수상레포츠에서 이상적인 보트 설계 구조에 도움이 되는 자료를 제공하고자 하였으며 나아가서는 카약 경기의 경기력 향상 및 수상레저 스포츠의 대중화를 위해 효율적인 보트 설계를 하는데 있어 도움을 주고자 하였다.

무릎 굴곡 각도의 변화에 따라 안장과 페달의 길이가 변화되는 결과에서 확인 할 수 있듯이 안장과 페달의 길이 변화는 무릎 굴곡 각도를 달리하는 전략에 의해 발생한다(Greene et al., 2009). 카약과 같은 수중 경기에서의 경기력은 전신을 이용해 높은 근 파워를 지속 시키고 이를 통해 보트의 속도를 지속적으로 유지시켜주는 것이 중요하다(Michael et al., 2009; Plagenhoef, 1979). 본 연구에서는 카약 에르고미터를 이용하여 무릎 굴곡 각도에 따라 스트로크 횟수와 페들링 길이를 통해 알아본 경기력의 수준 변화에 어떠한 변화가 있는지 확인 하고자 하였다. 그 결과 스트로크 횟수의 경우 무릎의 굴곡 각도가 150도 정도에서 스트로크 시 90도, 120도에서 나타나는 스트로크 횟수보다 약 3%정도 감소하는 것으로 나타났다. 또한 시상면에서 손목의 위치를 통해 알아본 페들링의 길이에서는 120도 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 가장 긴 페들링 길이를 나타냈고 90도, 150도 굴곡 각도에서는 120도 굴곡 각도에 비해 각각 4%, 3% 정도 페들링 길이가 짧아짐을 확인 할 수 있었다. 본 결과에서 확인 할 수 있듯이 카약 페들링의 경우 무릎 굴곡 각도에 따라 안장과 페달에 가해지는 힘의 차이를 발생시키고 이러한 차이는 로잉 동작을 하는데 있어 신체 전반적인 파워의 변화를 가져 온다고 할 수 있다(Michael et al., 2009; Shephard, 1987).

페들과 물의 저항에 의해 발생하는 카약과 같은 수상 레포츠의 속도는 동일한 시간내에 더 많은 횟수의 로잉 동작 또는 긴 페들링 길이에 의해 좌우된다고 할 수 있다(Baudouin & Hawkins, 2002). 그런 의미에서 본 연구에서 나타난 결과는 10cm 내에서 발생하는 안장과 페달의 작은 길이의 변화에서도 카약 에르고미터를 이용한 로잉 동작 시 경기력의 차이를 가져 올 수 있는 것으로 나타났다. 더 나아가서 카약 단거리 및 장거리 종목에서 역시 이러한 안장과 페달의 길이 변화에 의해 경기력의 차이를 가져 올 수 있을 것으로 생각 되고 이러한 결과를 실제 수중에서의 카약 로잉 동작 시 그 차이를 나타내는지 확인 할 필요성이 있다고 사료된다.

로잉 동작을 수행하는데 있어 안장과 페달의 길이 차이에 의해 경기력의 변화를 나타내는 것을 확인하였다. 본 연구에서는 이러한 경기력의 변화가 과연 어느 분절에서의 변화를 통해 나타나는지를 확인 하고자 하였다. 그 결과 팔꿈치와 어깨에서 나타나는 운동학적 결과에서는 무릎 굴곡 각도에 의한 차이는 확인 할 수 없었다. 이러한 결과는 팔꿈치와 어깨에서 발생하는 움직임은 하지의 움직임과는 독립적으로 발생하고 그러한

이유는 경기력의 차이를 가져 올 수 있을 것으로 생각 되고 이러한 결과를 실제 수중에서의 카약 로잉 동작 시 그 차이를 나타내는지 확인 할 필요성이 있다고 사료된다.

몸통과 골반의 수평면에서의 회전 각도를 분석한 결과 안장과 페달의 길이 변화에 따라서 몸통과 골반의 가동 범위가 변화하는 사실을 확인 할 수 있었다. 몸통의 경우 120도 무릎 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 가장 큰 몸통의 가동 범위를 나타냈고 이러한 큰 관절의 가동 범위는 더 큰 각 운동량을 만들어 내고 페달링의 길이를 더 길게 가져 갈 수 있는 장점이 있다 (Greene et al., 2009; Hofmijster et al., 2007; Kendal & Sanders, 1992). Greene et al.(2009)의 연구에서는 시상면에서 나타나는 대퇴와 하퇴의 길이 비율을 통해 카약 에르고미터의 동작을 수행하는데 있어 그 차이를 확인 하고자 하였다. 대퇴와 하퇴 길이의 높은 비율과 낮은 비율을 비교한 결과 로잉 동작의 차이가 나타났고 그 중에서도 몸통과 골반의 회전 정도에 큰 차이를 보였다. 본 연구의 결과와 마찬가지로 하지에서 발생하는 변화는 몸통과 골반의 회전 가동 범위의 차이를 발생 시키는 것으로 사료 된다.

또한, 무릎의 시상면에서의 굴곡 신전되는 관절 가동 범위에서도 안장과 페달의 길이에 따른 차이를 확인 할 수 있었는데 120도의 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 가장 큰 무릎 관절의 가동 범위를 보였다. 또한 무릎 관절의 신전 되는 각속도의 결과에서도 통계적인 차이는 나타나지 않았지만 120도의 굴곡 각도에서 상대적으로 높은 신전 각속도를 보였다. 이러한 무릎에서의 관절 가동 범위와 각속도는 페달을 강하게 차면서 반작용의 힘을 발생 시키고 이러한 힘을 통해 골반과 몸통의 회전을 크게 가져가는 것으로 사료된다(Elliott et al., 1993; Smith & Loschner, 2002). 로잉 동작 시 신발 내부에서 발생하는 압력과 힘의 크기를 비교한 결과 그 차이를 확인 할 수 있었는데 90도 각도에서 가장 큰 힘을 발생 시키고 120도의 무릎 굴곡 각도 150도 무릎 각도 순서로 힘의 크기가 나타났다. 엘리트 선수들의 경우 전신을 이용한 로잉 동작을 통해 신체 각 분절에서 발생하는 에너지 손실을 최소화 하고 최대의 경기력을 보인다 (Hofmijster et al., 2008). 그 중에서도 하지의 큰 각 운동량을 통해 페달에 그 힘을 가하게 되고 그 반작용으로 골반과 몸통의 회전 속도 및 가동 범위를 증가 시키는 것으로 사료된다. 90도의 각도에서 가장 큰 힘이 나타남에도 불구하고 스트로크 길이의 이점을 가져가지 못하는 이유는 수직으로 발생하는 힘이 아닌 수평으로 발생하는 힘을 통해 페달링의 길이에 이점을 가져 올 수 있기 때문이다(Mann & Kearney, 1980; Plagenhoef, 1979; Smith & Loschner, 2002).

상체와 하체에서 나타나는 근육의 활성도를 보면 스트로크 횟수에 차이가 없었던 90도와 120도의 경우에서는 상완 이두근과 대퇴 직근의 사용이 90도 무릎 굴곡 각도에서 더 크게 나타

났다. 120도 굴곡 각도에서 로잉 동작 시 페달링 길이가 가장 길게 나타났던 점으로 미뤄 볼 때 90도 굴곡 각도에서의 로잉 동작은 상체의 비중을 크게 두고 로잉 하는 것으로 사료 된다. 비록 통계적인 차이는 나타나지 않았지만 상완 이두근 외에 상완 삼두근과 삼각근 역시 상대적으로 높은 근 활성도를 나타냄을 확인 할 수 있었다. 이러한 근육의 과사용은 근육의 피로도와 근 상해를 일으킬 수 있는 원인이 될 수 있다(Haley & Nichols, 2009; Shephard, 1987). 150도의 무릎 굴곡 각도에서는 상완 이두근의 근 활성도는 저하 되었지만 상대적으로 로잉 동작을 할 때 밀어 주는 과정에서 몸통과 골반의 사용이 줄어들면서 상완 삼두근과 삼각근의 사용 비중이 다른 무릎 굴곡 각도에서의 동작에 비해 커지는 경향을 보였다. 대퇴 직근 역시 사용이 90도 무릎 굴곡 각도나 120도 무릎 굴곡 각도 시 보다 적은 근 활성도를 나타냈고 신체 전반적인 활용을 통한 로잉 동작이 이뤄지지 못하고 하체를 이용하지 못하는 것으로 보인다.

이렇듯 비록 10 cm내에서 발생하는 작은 페달과 안장의 길이 변화이지만 무릎의 이상적인 굴곡 각도로 인해 로잉 동작의 전반적인 경기력의 향상을 가져오는 것으로 나타났다. 하지만 본 연구에서는 엘리트 선수들에게만 국한 되어 실험이 진행되었고 엘리트 선수들에게 120도의 굴곡 각도에서 로잉 동작을 수행하는 이상적이라는 교육이 진행 되어 왔던 점을 보면 이러한 120도 굴곡 각도에서의 로잉 동작은 익숙해진 환경에서 발생하는 경기력의 차이라고 볼 수 있다고 생각된다. 추후 연구에서는 이러한 점을 보완하고 초보자들을 위한 보트 구조 설계에 도움이 될 수 있도록 초보자들을 대상으로 무릎 굴곡 각도에 따라 발생하는 로잉 메커니즘의 변화를 확인 할 필요가 있다고 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 안장과 페달 길이의 변화에 따라 발생하는 로잉 메커니즘의 변화를 확인하였고 이를 통해 보트의 구조 설계에 도움을 주고 엘리트 선수들의 경기력 향상에 도움을 주는 기초 자료를 제공하고자 하였다. 편안한 보트 설계와 엘리트 수상 스포츠의 경쟁력 강화로 수상 레저 스포츠의 대중화에 기여하고자 하였다.

본 연구 결과를 통해 10 cm내에서 발생하는 페달과 안장의 작은 차이에 의해서 경기력의 변화가 나타나는 것으로 확인되었고 그 차이는 상지의 활용이 아닌 하지를 이용한 몸통과 골반의 가동 범위 차이에서 발생하는 것으로 나타났다. 이러한 결과를 통해 로잉 동작의 경기력 향상과 부상의 방지를 위해서는 이상적인 무릎 굴곡 각도를 보일 수 있는 안장과 페달 길이가 확보 되어져야 하고 이를 통해 전신을 이용한 에너지 손실

을 최소화 시킨 로잉 동작을 만들어 낼 수 있다고 판단된다.

본 연구에서는 에르고미터의 특징 상 부하를 인위적으로 조절 할 수 없었던 부분과 30초간의 로잉 동작을 3회 반복하는 과정에서 나타난 근 피로도의 문제를 통제하지 못하였다. 또한 추후 연구에서는 초보자들과의 동시적인 비교를 통하여 엘리트들에게만 국한 된 것이 아닌 초보자들을 위한 보트 설계에 도움을 줄 수 있는 자료를 제공할 필요가 있다고 생각 된다.

참고문헌

- Baudouin, A., & Hawkins, D.(2002). A biomechanical review of factors affecting rowing performance. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 396-402.
- Baudouin, A., & Hawkins, D.(2004). Investigation of biomechanical factors affecting rowing performance. *Journal of Biomechanics*, 37(7), 969-976.
- Caplan, N., & Gardner, T. N.(2005). The influence of stretcher height on the mechanical effectiveness of rowing. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(3), 286.
- Elliott, E., Hamill, J., & Derrick, T.(1993). *In-shoe pressure distribution during ergometer rowing in novice and experienced rowers*. Paper presented at the International Symposium of Biomechanics in Sports.
- Greene, A. J., Sinclair, P. J., Dickson, M. H., Colloud, F., & Smith, R. M.(2009). Relative shank to thigh length is associated with different mechanisms of power production during elite male ergometer rowing. *Sports Biomechanics*, 8(4), 302-317.
- Haley, A., & Nichols, A.(2009). A Survey of Injuries and Medical Conditions Affecting Competitive Adult Outrigger Canoe Paddlers on Oahu. *Hawaii Medical Journal*, 68(7), 162.
- Hase, K., Kaya, M., Zavatsky, A., & Halliday, S.(2004). Muscle Loads in Ergometer Rowing. *Journal of Applied Biomechanics*, 20, 317-323.
- Hofmijster, M. J., Landman, E. H. J., Smith, R. M., & Van Soest, A. J. K.(2007). Effect of stroke rate on the distribution of net mechanical power in rowing. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 403-411.
- Hofmijster, M. J., van Soest, A. J., & De Koning, J. O. S. J.(2008). Rowing skill affects power loss on a modified rowing ergometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6), 1101.
- Jackson, P.(1995). Performance prediction for Olympic kayaks. *Journal of Sports Sciences*, 13(3), 239-245.
- Kendal, S., & Sanders, R.(1992). The technique of elite flatwater kayak paddlers using the wing paddle. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8, 233-250.
- Kim, Y. Y.(2011). Developing Policy Directions for the Water Based Tourism. *Journal of Kyonggi Tourism Research*, 17, 27-53.
- Mann, R. V., & Kearney, J.(1980). A biomechanical analysis of the Olympic-style flatwater kayak stroke. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 12(3), 183.
- Michael, J. S., Smith, R., & Rooney, K. B.(2009). Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomechanics*, 8(2), 167-179.
- Pendergast, D., Mollendorf, J., Zamparo, P., Termin 2nd, A., Bushnell, D., & Paschke, D.(2005). The influence of drag on human locomotion in water. *Drag and Human Locomotion*, 32(1), 45-57.
- Plagenhoef, S.(1979). Biomechanical analysis of Olympic flatwater kayaking and canoeing. *Research Quarterly*, 50(3), 443.
- Rodriguez, R., Rogriguez, R., Cook, S., & Sandborn, P. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 30(1), 103.
- Ryu, J. S., & Lee, S. S. (1997). A Kinematic Comparison Kayak Stroke with Canadian Stroke. *The Research Institute of Physical Education & Sports Science*, 16(1).
- Shephard, R.(1987). Science and medicine of canoeing and kayaking. *Sports Medicine*, 4(1), 19.
- Sim, J. S., & Kim, B. R.(2009). The Change of Skin Temperature in Muscles of Upper Body in High School Canoe Athlete during Kayak Ergometer Exercise. *Korean Journal of Sport Science*, 20(1), 169-177.
- Smith, R. M., & Loschner, C.(2002). Biomechanics Feedback for Rowing. *Journal of Sports Sciences*, 20(10), 783-791.