

단신 : 페달링 시 정량적인 동적 피팅을 위한 실시간 평가 시스템

이주학¹ · 강동원¹ · 배재혁¹ · 신윤호¹ · 최진승² · 탁계래^{2,3}

¹건국대학교 일반대학원 의학공학과 · ²건국대학교 의료생명대학 의학공학부 · ³건국대학교 BK21+의학실험기술연구소

Technical-note : Real-time Evaluation System for Quantitative Dynamic Fitting during Pedaling

Joo-Hack Lee¹ · Dong-Won Kang¹ · Jae-Hyuk Bae¹ · Yoon-Ho Shin¹ · Jin-Seung Choi² · Gye-Rae Tack^{2,3}

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Konkuk University, Chungju, Korea

²Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

³BK21+ Research Institute of Biomedical Engineering, Konkuk University, Chungju, Korea

Received 25 March 2014; Received in revised form 27 May 2014; Accepted 7 June 2014

ABSTRACT

In this study, a real-time evaluation system for quantitative dynamic fitting during pedaling was developed. The system is consisted of LED markers, a digital camera connected to a computer and a marker detecting program. LED markers are attached to hip, knee, ankle joint and fifth metatarsal in the sagittal plane. Playstation3 eye which is selected as a main digital camera in this paper has many merits for using motion capture, such as high FPS (Frame per second) about 180FPS, 320×240 resolution, and low-cost with easy to use. The maker detecting program was made by using Labview2010 with Vision builder. The program was made up of three parts, image acquisition & processing, marker detection & joint angle calculation, and output section. The digital camera's image was acquired in 95FPS, and the program was set-up to measure the lower-joint angle in real-time, providing the user as a graph, and allowing to save it as a test file. The system was verified by pedalling at three saddle heights (knee angle: 25, 35, 45°) and three cadences (30, 60, 90 rpm) at each saddle heights by using Holmes method, a method of measuring lower limbs angle, to determine the saddle height. The result has shown low average error and strong correlation of the system, respectively, 1.18±0.44°, 0.99±0.01°. There was little error due to the changes in the saddle height but absolute error occurred by cadence. Considering the average error is approximately 1°, it is a suitable system for quantitative dynamic fitting evaluation. It is necessary to decrease error by using two digital camera with frontal and sagittal plane in future study.

Keywords : Pedaling, Saddle Height, Marker Tracking, LED Marker, Dynamic Fitting, Holmes Method

I. 서 론

사이클 페달링은 다른 운동에 비해 신체적 부담과 상해가 적고 운동효과가 높은 운동으로 알려져 있다(Callaghan,

2005). 페달링은 회전운동으로 걷기, 달리기와 비교하여 사람의 체중에 의한 지면반력의 충격이 적게 전달되어 인체 관절에 무리를 주지 않으므로써, 재활운동 및 스포츠와 여가생활의 큰 부분을 차지하고 있다. 그러나 장시간의 페달링 운동은 무릎관절의 과사용 손상(overuse injury)을 야기하며(Holmes, Pruitt & Whalen, 1994) 이러한 손상은 잘못된 페달링 자세의 영향이 크다(Peveler, 2008). 탑승자의 신체에 적합한 사이클 자세 조절은 페달링 수행능력 뿐만 아니라 무릎관절부상에 대한 위험을 줄이는 데 중요하다. 이를 개선하는데 다양한 변인의 활용이 가능하나, 조절이 용이한 안자높이 선정을 통해 다양한 연구가 수행되어 왔

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초 연구사업임.
(No.2012R1A1A4A01008158).

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

다(Burke, 2003). 기존 연구자들은 최적 안장높이 선정을 위한 정적평가(정지상태의 측정) 및 동적평가(페달링 상태의 측정)의 사이클 피팅 방법을 제안하였다(Ferrer-Roca, Roig, Galilea, & García-López, 2012). 정적평가는 신체 분절길이 측정을 이용한 방법으로 영상장비를 이용한 동적평가에 비해 적은 비용과 쉬운 측정법으로 많이 사용되고 있다(de Vey Mestdagh, 1998). 정적평가에는 Hamley 109% 방법(Hamley & Thomas, 1967)과 Holmes의 무릎 각도법(Holmes et al, 1994)이 대표적으로 사용된다(Peveler, Bishop, Smith, Richardson, & Whitehorn, 2005). Hamley 방법은 지면에서 좌골(ischium)까지의 거리인 인심길이(inseam length)의 109%를 안장높이로 설정하는 방법이다. Holmes의 무릎각도법은 페달이 하사점(bottom dead center)위치에 있을 때 무릎 굽힘 각도를 25-35°사이로 설정하여 안장높이를 조절하는 방법이다. Hamley 방법이 사용이 쉽고 간편하다는 장점이 있지만, Holmes가 주장한 무릎각도법은 무릎의 운동학 자세를 표준화 할 수 있기 때문에 보다 합리적이며(Asplund & St Pierre, 2004), 페달링 수행능력의 향상과 무릎관절 부상의 위험성 감소에 효과적이다(Peveler, 2008). Farrell, Reisinger와 Tillman (2003)은 무릎각도법을 이용한 정적평가 후, 80-90 RPM의 페달링 시 동적무릎각도가 약 5-6° 가량 변경됨을 확인하였다. 또한 Choi 등 (2013)이 수행한 안장높이 설정 후 분속수의 변화에 따른 하지 움직임 양상비교 연구에서 페달링 시 측정된 동적무릎각도가 초기 설정된 정적무릎각도 보다 증가한 것을 확인할 수 있으며, Bae 등 (2014)은 최대 및 최대하 페달링에 따른 하사점에서 하지 관절각도 변화 연구에서 페달링 시 동적무릎각도가 변화한다는 것을 확인하였다. 이로부터 안장높이 설정 시 정적 평가 적용 후 동적평가의 필요성이 제기된다.

동적평가는 페달링 시 영상장비를 이용하여 하지관절의 관절가동범위, 움직임패턴 등의 다양한 분석에 사용하고 있으며 3차원 영상장비 및 디지털 카메라를 이용하여 동적평가를 수행한다. 3차원 동작분석 시스템은 적외선 카메라를 이용하여 반사 마커(reflective marker)의 정확한 측정을 통해 다양한 운동학적 데이터를 계측할 수 있다. 하지만, 범용시스템이기 때문에 페달링 시 동적평가에 필요한 하지 관절각도 측정이외에 여러 기능이 포함되어 가격 상승 및 복잡한 사용 환경을 가지게 된다.

따라서 이러한 단점을 보완하여 저비용이며 사용자가 현장에서 쉽게 이용할 수 있도록 일반 디지털 캠코더를 사용하여 운동학적 데이터를 획득하기 위한 프로그램 및 시스템 개발이 시도되었다. Oh, Choi, Kang, Seo, & Tack (2012)은 현장에서 일반 디지털 캠코더를 이용하여 페달링 시 비교적 쉽게 무릎관절의 내외, 수직 방향의 궤적을 획득하고, 평가할 수 있는 방법을 제안하였다. 전면의 무릎

에 마커를 부착하여 카메라 영상을 통한 마커트래킹을 통해 수직정렬을 평가할 수 있는 시스템을 개발하였다. 그러나 영상을 측정하기 위한 추가 조명이 요구되며 전두면에서의 무릎궤적만 측정하여 관절의 각도를 측정할 수 없는 한계점을 가지고 있다. Kumar, Kunju, Kumar와 Sohi (2010)는 보행시 시공간적 파라미터를 추출하고 LED마커를 사용하여 2차원 트래킹을 통한 보행측정을 수행하는 프로그램을 개발하였다. 마커를 엉덩이, 무릎 및 발목 관절의 측면중심의 부착하고 관절의 운동학적 데이터를 획득하는 방식의 시스템이다. LED마커를 사용하여 별도의 조명이 필요 없으며 사용이 쉽고 측정이 용이하다는 장점을 가지고 있다. 이와 유사하게 현재 상용화된 프로그램으로는 닥트피쉬(Eltoukhy, Asfour, Thompson, & Latta, 2012)가 있다. 닥트피쉬는 디지털카메라를 사용하여 촬영한 데이터를 분석할 수 있으며 사이클뿐만 아니라 다양한 스포츠 동작의 운동학적 데이터를 획득하는데 사용된다. 닥트피쉬는 2차원 평면상에서의 화상을 분석하지만, 시간 및 비용 그리고 공간의 절약면에서 용이하다. 또한, 실시간 하지관절 각도측정이 가능하여 피팅 시 시간절약과 편리성에서 큰 장점을 가진다. 하지만, Eltoukhy, Asfour, Tbmompson, & Latta (2012)는 스쿼트운동 시 3차원 동작 분석기와 닥트피쉬의 비교실험에서 무릎각도 및 발목각도가 최대 6.9%, 19.1%의 오차가 발생하였다고 보고하였는데, 이는 Holmes의 무릎각도법에 적용하기에 오차가 큰 관계로 적용하는데 부적합하다.

이에 본 연구에서는 페달링 시 관절각도를 측정하는데 있어 기존 디지털카메라 방법의 정확도를 보완하여 저비용의 높은 정확도를 가지는 실시간 피팅 평가 시스템을 개발하고자 하였다. 이는 정적평가 시 정량적인 관절각도 산출이 가능하며, 동적평가 시 고가의 장비 없이 동적관절각도 측정이 가능하도록 고안하였다.

II. 연구 방법

1. 사이클 피팅 평가 시스템의 구성

본 연구에서 개발된 사이클 피팅 평가 시스템은 LED마커, 디지털 카메라와 마커 검출 프로그램으로 구성된다. <Figure 1>은 LED마커의 부착 위치 및 USB형의 디지털 카메라의 설치 위치를 나타내며, <Figure 2>는 LED마커와 디지털 카메라의 모습이다.

1) LED마커

LED마커는 페달링 시 관성 영향을 줄이기 위하여 소형화 (3.0×1.9×0.7 cm), 경량화(4.5 g)하였다. 또한 부착의 편리성을 고려하여 개별적인 마커로 제작하였다. LED마커는

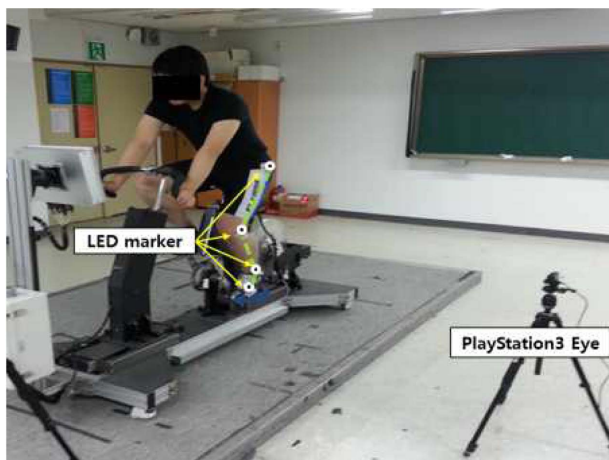


Figure 1. The position of LED markers and digital camera



Figure 2. Picture of LED marker and Playstation3 eye

5050규격의 백색 LED (LS-SF5050-UW3-C, LONGSUM, China)와, 전원으로 코인형 배터리 (CR2032), 배터리 홀더는 BH004-2032SMD (Comf, China)를 사용하였다. 하지 관절각도(엉덩이관절, 무릎관절, 발목관절)를 측정하기 위해 부착위치로 엉덩이마커(hip marker)는 대퇴의 대전자(great trochanter of femur)의 외측 큰 돌기, 무릎마커(knee joint marker)는 외측 대퇴부 상완골내측상과(lateral epicondyle of the femur), 발목마커(ankle marker)는 외측 복사뼈(lateral malleolus), 발끝마커(toe marker)는 제5번 중족골(5th metatarsal)의 외측에 부착하였다.

2) 디지털 카메라

본 연구에서는 디지털 카메라의 선정기준으로 빠른 자전거 페달링에 대응하기 위해 높은 FPS (frame per second), 운반 및 설치의 용이성에 작은 부피와 전문적인 교육이 필요 없도록 편리한 사용법으로 정하였다. 이러한 조건에 부합하는 제품은 Playstation3 Eye (sony, Japan)로

써, 해상도 320×240(pixel), 샘플링 최대 120FPS이며 사용법은 일반적인 웹캠과 동일하다. Playstation3 Eye 설치에 사용된 드라이버는 Code Laboratories 사의 CL Eye Platform Driver을 사용하였다. 카메라는 페달 회전축(bottom bracket)으로부터 1.7m 거리에 설치한 뒤, 화면중앙에 모든 마커가 보이도록 카메라의 수평·수직을 조절하였다.

3) 마커 검출 프로그램

획득된 영상을 통해 마커 검출하기 위해, Labview 2010 & Vision Builder (National Instrument, USA)를 사용하였다. 프로그램은 실시간 마커 검출 및 관절각도 산출을 목적으로 개발하였다. 프로그램에서 실시간으로 영상처리와 사용자의 움직임을 보여줌으로써 사용자가 자신의 페달링 모습을 볼 수 있도록 하였다. 또한, 피팅 시 중요한 관절각도를 보여주며 최대·최소 각도와 관절 가동범위 또한 나타내어 실험자가 페달링 시 데이터를 실시간으로 확인할 수 있도록 하였다.

마커 검출 과정은 순서대로 영상획득 및 처리부, 마커 검출 및 관절각도 산출부, 출력부로 이루어지며, <Figure 3>은 마커 검출 과정을 나타낸다.

(1) 영상 획득 및 처리부 (acquisition & processing)

Playstation3 eye에서 영상 획득 시 안정적 데이터 수집을 위해 95 FPS와 해상도 320×240(pixel)으로 설정했다. 프로그램이 작동되면 Playstation3 eye로부터 미리 설정된 사양으로 32 bit RGB 영상 데이터를 획득한다. 획득된 영상 데이터는 1프레임씩 영상처리부로 전달되며 영상획득부에서 전달된 32 bit RGB 영상 데이터를 휘도값(luminance)으로 변환하였다. 휘도값으로 변환된 영상 데이터는 각각의 픽셀에 0-255범위를 가지게 된다. 픽셀값이 255에 근접할수록 밝은 부분, 0에 가까울수록 어두운 부분이다. 주변 광원으로 인한 LED마커 오인식을 방지하기 위하여 ROI (region of interest) Mask를 설정하였다. ROI Mask는 카메라 설치 후 프로그램 시작 전 vision builder에서 사용자가 주변 반사광이 있는 부분을 제외한 부분으로 설정하거나 반사광이 있는 부분을 가릴 수 있도록 설정하였다. ROI Mask로 주변광원을 차단한 뒤, 노이즈 및 반사광에 대한 오인식을 방지하고 잔상에서 보다 정확한 마커 중심을 찾기 위해 픽셀이 가지는 0-255범위에서 적절한 역치(threshold)을 지정하여서 LED마커의 오인식률을 줄였다. 픽셀값 중 지정한 역치 이상인 픽셀은 '1', 아닌 부분은 '0'으로 설정하여 흑백영상으로 변환하였다.

(2) 마커 검출 및 관절 각도 산출부 (detection & angle calculation)

흑백영상으로 변환된 영상은 Circle detection 기능을 통해 원(circle) 형태를 인식하게 된다. 원으로 인식된 부분들

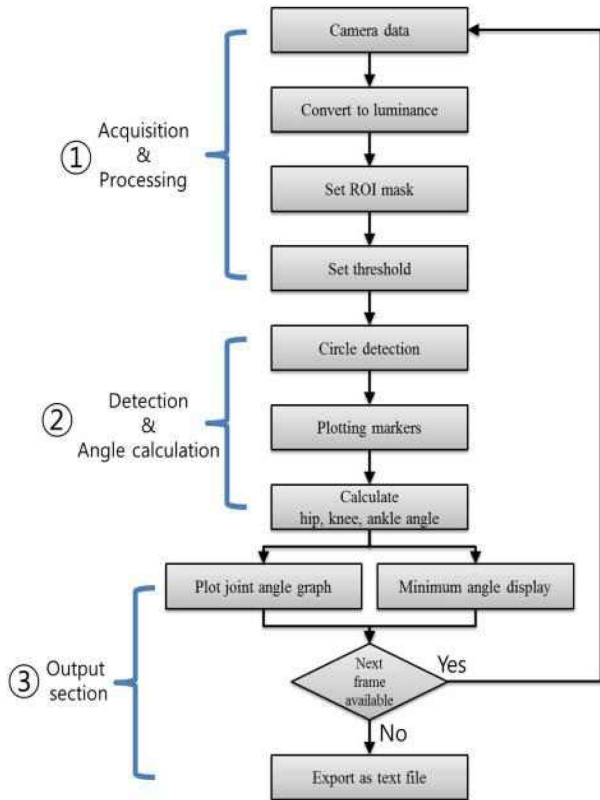
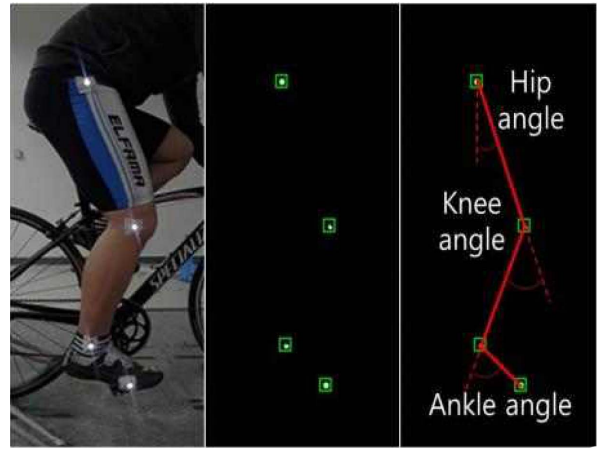


Figure 3. Flow chart of marker detection

중 미리 설정된 픽셀 반지름범위에 속한 픽셀들을 검출해 낸다. 검출된 픽셀들 중심에 있는 픽셀의 해상도 (x, y)좌표가 표시된다. 이렇게 획득된 좌표는 마커의 중심을 나타낸다. 검출된 픽셀은 LED마커의 해상도 (x, y)좌표이며 5 Hz의 차단주파수로 설정된 저역필터로 고주파성분으로 된 노이즈 제거를 하였다. ‘마커 검출부’에서 검출된 4개의 마커의 좌표를 통해 엉덩이 관절, 무릎관절, 발목관절의 각도를 산출한다(Figure 4).

(3) 출력부 (output section)

마커 검출을 통한 프로그램의 화면출력 구성은 <Figure 5>와 같다. 화면출력은 ①마커영상, ②관절각도 산출 데이터 및 ③그래프를 실시간으로 나타내며, 데이터 저장 설정을 위한 ④시간설정 및 ⑤저장버튼으로 구성된다. 사용자는 실시간으로 출력되는 마커영상 및 관절각도 산출 데이터와 그래프를 통해 페달링 자세에 대한 정량적인 데이터를 확인할 수 있다. 또한 사용자는 저장 버튼을 통해 시간과 관절각도(엉덩이, 무릎, 발목)의 데이터를 텍스트 파일로 저장할 수 있으며, 시간설정을 통해 데이터 저장시간을 설정할 수 있다.



(a) original data (b) circle detection (c) calculate angles
Figure 4. Marker detecting and joint angle calculation in image processing

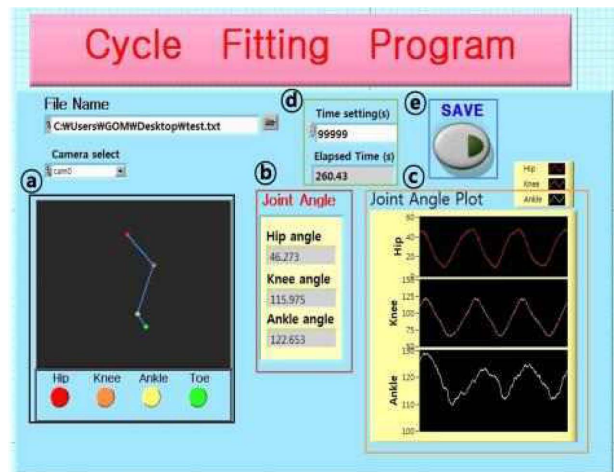


Figure 5. Marker detecting program

2. 시스템 정확도 검증

사이클 피팅 평가 시스템의 정확도 검증을 위해 마커 검출 프로그램에서 산출된 각도와 적외선카메라 6대로 구성된 3차원 동작분석기 (Motion analysis, USA)로 측정된 데이터와 비교하였다. 3차원 동작분석기의 샘플링 주파수는 120 Hz로 설정 했으며, 피팅 평가 시스템과 시작지점을 동기화 하였다. 반사마커 및 LED마커의 부착지점의 동일화를 위하여 검증용 마커를 제작했다. 검증용 마커는 20 mm 반사마커의 가운데에 광원으로 5050 타입의 LED를 고정시키고 전원으로 CR2032를 사용하여 구성하였다 (Figure 6).

시스템 정확도 검증은 각각의 무릎각도(25, 35, 45°)별 분속수(30, 60, 90 rpm)로 2분간 수행되었다. 피험자는 정상적인 페달링에 문제가 없는 성인 남성 7명으로 선정하



Figure 6. LED marker for evaluation

였으며 분속수는 Tacx사의 I Magic trainers 프로그램을 이용하여 모든 피험자가 분속수를 유지하였다. 검증 실험 시 디지털 카메라와 3차원 동작분석기의 설정 및 위치, 안장높이를 제외한 자전거의 세팅, 피험자에 부착된 마커 위치는 모든 실험에서 동일하게 유지하였다. 측정된 데이터는 Matlab2008b (Mathwork, USA)를 사용해 정확도 분석을 수행하였으며 2분의 실험 데이터 중 가운데 1분을 사용하였다.

3. 통계 처리

정확도 검증 결과를 비교하기 위해 관절 각도별 평균오차를 제시하였고, 2분간의 페달링 시 3차원 동작분석기와 마커 검출 프로그램에 의해 산출된 각도의 상관관계를 비교하기 위해 SPSS 20 (IBM, USA)을 사용하여 Pearson 상관계수를 구하였다. 유의수준은 $\alpha=.01$ 로 하였다.

III. 결 과

<Figure 7>은 1명의 피험자의 무릎각도 35°, 30 RPM의 속도에서 측정된 3차원 동작분석기와 사이클 피팅 평가 시스템의 각도 그래프의 예시로 엉덩이각도와 무릎각도, 발목각도의 일부분을 그래프로 나타낸 것이다. <Table 1>은 무릎각도(25, 35, 45°)별 분속수(30, 60, 90 rpm)에 따른 시스템의 전체 피험자에 대한 평균 각도 오차와 상관관계를 나타낸다. 시스템을 통해 측정된 하지관절각도는 3차원 동작분석기와 비교하여 모두 상관관계를 나타내었다 ($p<.01$). 그러나 분속수의 증가에 따라 오차는 상승하였으며 평균적으로 약 1도의 오차를 나타내었다. 관절별 오차를 살펴보면, 엉덩이각도는 평균오차 $0.83\pm0.34^\circ$, 상관계수는 1.00 ± 0.00 을 보였으며 무릎각도는 평균오차 $1.32\pm0.43^\circ$, 상관계수는 1.00 ± 0.00 를 보였다. 마지막으로 발목각도의 평균오차는 $1.38\pm0.69^\circ$, 상관계수는 0.98 ± 0.03 이다.

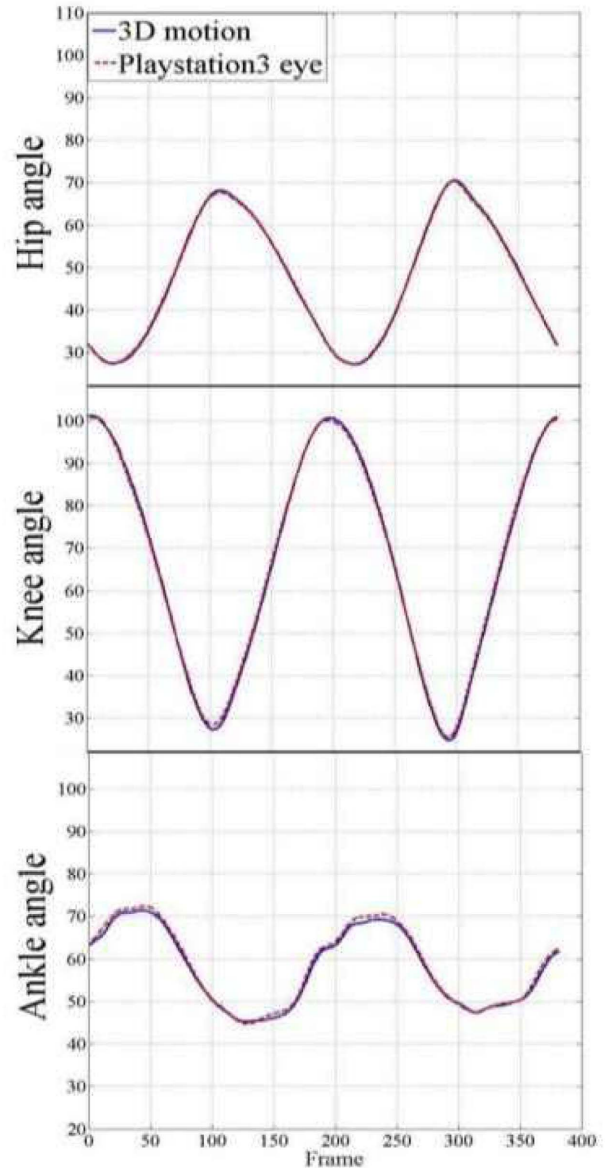


Figure 7. Example of joint angle graphs of 3D motion and the evaluation system

IV. 논 의

사이클 페달링 시 피팅은 부상방지 및 경기력 향상 측면에서의 중요성은 이미 널리 알려져 있다(Bini, 2011). 피팅 시 무릎부상 위험성 감소를 위한 방법으로 Homles가 주장한 무릎각도법 이 사용될 수 있으며(Peveler, 2008) 무릎각도 측정 시 사용되는 장비로는 주로 각도계 또는 3차원 동작분석기와 같은 영상장비가 사용된다. 하지만 각도계는 부정확하며 정량적이지 못하고 영상장비는 고가 장비이며 조작법이 어렵다는 단점이 있다.

이에 본 연구에서는 LED마커와 Playstation3 eye 및

Table 1. Result of evaluation

RPM		Posture						Average	
		25°		35°		45°		Error (°)	Correlation
		average error (°)	Correlation	average error (°)	Correlation	average error (°)	Correlation		
30	Hip	0.69±0.36	1.00±0.00	0.71±0.33	1.00±0.00	0.69±0.34	1.00±0.00	0.70±0.34	1.00±0.00
	Knee	0.94±0.36	1.00±0.00	1.10±0.33	1.00±0.00	1.06±0.43	1.00±0.00	1.03±0.37	1.00±0.00
	Ankle	1.19±0.51	1.00±0.00	1.14±0.39	0.99±0.00	1.35±0.82	1.00±0.00	1.26±0.57	1.00±0.00
60	Hip	0.80±0.33	1.00±0.00	0.91±0.40	1.00±0.00	0.74±0.34	1.00±0.00	0.81±0.36	1.00±0.00
	Knee	1.16±0.31	1.00±0.00	1.40±0.38	1.00±0.00	1.34±0.30	1.00±0.00	1.30±0.33	1.00±0.00
	Ankle	1.35±0.71	1.00±0.02	1.55±0.69	0.98±0.03	1.37±0.73	0.99±0.01	1.42±0.71	0.99±0.02
90	Hip	1.17±0.33	1.00±0.00	0.86±0.24	1.00±0.00	0.89±0.29	0.97±0.03	0.97±0.29	0.99±0.01
	Knee	1.91±0.27	0.99±0.00	1.42±0.29	1.00±0.00	1.55±0.26	0.96±0.08	1.63±0.27	0.98±0.03
	Ankle	1.53±0.81	0.97±0.03	1.35±0.53	1.00±0.00	1.58±0.87	0.98±0.02	1.49±0.74	0.98±0.02

Labview2010과 Vision Builder를 사용하여 저비용이며 사용이 쉽고, 정량적 측정이 가능한 실시간 사이클 피팅 평가 시스템을 개발하였다. 사이클 피팅 평가 시스템의 검증은 3차원 동작분석기와 개발된 프로그램간 관절별 각도의 오차 및 상관관계를 비교하였으며 검증 실험은 세가지 무릎각도별(25, 35, 45°) 세가지 분속수(30, 60, 90 rpm)로 총 7명의 피험자로 2분간 수행되었다.

검증 결과로 각 안장높이를 결정한 무릎각도별 오차가 매우 작았다. 위 결과는 Playstation3 eye의 FOV (Field of view, 관측 시야)내의 오차 수준은 매우 작다는 것을 의미한다. 비록 분속수의 변화에 따른 오차는 조금씩 증가하였으나, 전체 평균오차는 1.18±0.44°로 상당히 작았으며 상관관계수는 0.99±0.01으로 매우 높은 상관관계를 보였다.

시스템의 오차 원인으로는 Playstation3 eye 1대만 사용하여 시상면의 2차원 각도를 측정함에 따라, 전두면에서의 내외 움직임에 대한 각도 변화가 시스템의 전체적인 오차에 기인하였다. 하지만 본 시스템의 약 1° 정도의 오차는 정적평가 후 동적무릎각도가 5-6°의 차이를 나타내는 점과 (Farrell et al., 2003) 본 연구에서 추구하는 저비용의 실시간 페달링 평가를 할 수 있는 시스템인 것을 고려한다면 충분히 정밀하다고 사료된다. 또한 분속수에 따라 오차의 증가는 빠른 움직임 시 LED마커의 잔상으로 인하여 마커 검출 시 나타나는 오차로 페달링이 빨라짐에 따라 오차도 증가하는 것을 확인할 수 있다(Maletsky, Sun, & Morton, 2007; Oh et al., 2012). 또한, Playstation3 eye의 작은 해상도 320×240(pixel)로 마커 검출 시 다소 넓은 픽셀을 선택하게 되어 각도 산출시 오차가 발생한 것으로 사료된다. 촬영 속도가 빠른 고해상도의 카메라를 사

용하여 이러한 오차를 줄일 수 있으며, 카메라 2대를 사용하여 시상면과 전두면에서 동시 측정을 한다면 정확도가 더욱 개선될 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 Playstation3 eye를 이용하여 사이클 페달링의 동적평가 시 저비용이며 정량적이고 정확한 페달링 평가 시스템을 개발하였다. 검증은 3차원 동작분석기와 사이클 피팅 평가 시스템의 하지관절각도의 오차와 상관관계를 비교하였다. 검증실험은 세 가지 각도의 안장높이와 분속수의 변화로 진행되었으며 그 결과 시스템의 전체오차는 1.18±0.44°, 상관관계는 0.99±0.01으로 적은 오차와 높은 상관관계를 보였다. 따라서 페달링 시 하지관절각도를 정량적이며 정확하게 측정할 수 있으며 실시간 측정이 가능하여 동적평가에 사용될 장비로 충분한 역할을 할 것이라 사료된다.

참고문헌

- Asplund, C., & St Pierre, P. (2004). Knee pain and bicycling. *The Physician and Sports Medicine*, 32(4), 1-12.
- Bae, J. H., Choi, J. S., Kang, D. W., Shin, Y. H., Lee, J. H., & Tack, G. R. (2014). A study on lower limb joint angles and muscle activities during maximal and sub-maximal pedaling by saddle heights. *The 15th International Conference on Bio-medical Engineering IFMBE Proceedings*, 43, 748-751.
- Bini, R. (2011). *Effects of Saddle Position on Pedalling Technique and Methods to assess Pedalling Kinetics and Kinematics of Cyclists and Triathletes*. Doctoral dissertation. Auckland

- University of Technology.
- Burke, E. (2003). *High-tech Cycling*. 2nd edition. Champaign: Human Kinetics.
- Callaghan, M. J. (2005). Lower body problems and injury in cycling. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 9(3), 226-236.
- Choi, J. S, Bae, J. H., Kang, D. W., Shin, Y. H., Lee, J. H., & Tack, G. R. (2013). A preliminary study on determination of saddle height by using knee angle method during maximal and submaximal pedaling. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 53(2), 769-776.
- de Vey Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29(5), 325-334.
- Eltoukhy, M., Asfour, S., Thompson, C., & Latta, L. (2012). Evaluation of the performance of digital video analysis of human motion: dartfish tracking system. *International Journal of Scientific and Engineering Research*, 3(3), 1-6.
- Farrell, K. C., Reisinger, K. D., & Tillman, M. D. (2003). Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee*, 10(1), 103-109.
- Ferrer-Roca, V., Roig, A., Galilea, P., & García-López, J. (2012). Influence of saddle height on lower limb kinematics in well-trained cyclists: static vs. Dynamic evaluation in bike fitting. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3025-3029.
- Hamley, E. Y., & Thomas, V. (1967). Physiological and postural factors in the calibration of the bicycle ergometer. *The Journal of Physiology*, 191(2), 55-56.
- Holmes, J. C., Pruitt, A. L., & Whalen, N. J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13(1), 187-203.
- Kumar, N., Kunju, N., Kumar, A., & Sohi, B. S. (2010). Active marker based kinematic and spatio-temporal gait measurement system using LabVIEW vision. *Journal of Scientific & Industrial Research*, 69(8), 600-605.
- Maletsky, L. P., Sun, J., & Morton, N. A. (2007). Accuracy of an optical active-marker system to track the relative motion of rigid bodies. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 682-685.
- Oh, H. S., Choi, J. S, Kang, D. W., Seo, J. W., & Tack, G. R. (2012). Simple camera-based evaluation system for lower limb alignment during pedalling. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(1), 123-129.
- Peveler, W., Bishop, P., Smith, J., Richardson, M., & Whitehorn, E. (2005). Comparing methods for setting saddle height in trained cyclists. *Journal of Exercise Physiology Online*, 8(1), 51-55.
- Peveler, W. W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(4), 1355-1359.