

# 피로 시 운전 숙련도와 자동차 페달시스템 유형이 운전자의 하지자세에 미치는 영향

하종규\* · 오형술\*\* · 장영관\*\* · 이재훈\*\*\* · 오성근\*\*\*\*

\*한국 스포츠 클리닉 & 공학 연구소 · \*\*강원대학교 산업경영공학과

\*\*\*나사렛대학교 재활복지융합연구원 · \*\*\*\*한국체육대학교 스포츠 건강복지학부

## Effects of Different Car Pedal Systems and Driving Skills on Drivers' Lower Extremity Postures during Fatigue

Chong-Ku Hah\* · Hyung-Sool Oh\*\* · Young-Kwan Jang\*\* · Jae-Hoon Yi\*\*\* · Seong-Geun Oh\*\*\*\*

\*Korea Institute of Sports Clinic & Engineering

\*\*Dept. of Industrial & Management Engineering, Kangwon National University

\*\*\*Rehabilitation and Welfare Convergence Research Institute, Korea Nazarene University

\*\*\*\*Department of Health and Exercise Science, Korean National Sports University

### Abstract

The purpose of this study was to investigate drivers' postures in different car pedal systems and skilled levels under fatigue. Twenty four subjects participated in this experiment. For three-dimensional analyses, six cameras (Proreflex MCU-240, Qualisys) were used to acquire raw data. The parameters were calculated and analyzed with Visual-3D. In conclusion, ROAs of two leg-pedal system were less than one leg pedal system by pattern analysis. Through statistical tests, skilled levels have effects on ROAs(X, Y, Z) of ankle joint at breaking a pedal and ROAs(Y, Z) of ankle joint at accelerating a pedal. Also, car pedal systems have effects on ROAs(Y, Z) of ankle joint, and ROA(Z) of knee joint at accelerating a pedal. In addition, skilled levels and car pedal systems (cross effects) have an effect on ROA(Z) of ankle joint. These findings suggested that we should improve a present single pedal system.

**Keywords:** Fatigue, Pedal System, Driver's Posture, Range of Angle

### 1. 서론

대형교통사고는 인적요인에 의해서만 약 72% 발생하며, 인적요인과 함께 도로환경 및 차량적요인이 간접적으로 작용한 경우가 23%, 차량적요인이 5%인 것으로 나타났다. 결과적으로 직간접적인 요인을 포함할 경우 인적요인이 95%를 차지하였다. 이러한 결과는 대형교통사고의 주요 원인이 인적요소에 집중되어 일반 교통사고와 크게 다르지 않으나, 도로환경과 차량적요인이

복합적으로 작용하여 인명피해가 커지게 되는 경우가 많은 것으로 나타났다[1].

우리나라 교통사고의 원인은 2005년 운전자나 보행자의 질서외식 부족이 58.9%, 운전자의 부주의가 19.7%였으나 2008년에는 각각 54.1%과 22.8%로 운전자 부주의가 증가하고 있다[2]. 그리고 운전자의 부주의는 졸음과 음주운전이 주된 원인이지만 피로와 직·간접적으로 관련되어 있으며 누적된 피로는 자동차 운전의 자세에 영향을 미칠 수 있다.

† 교신저자: 오형술, 강원도 삼척시 중앙로 346, 강원대학교 산업경영공학과

M · P: 010-2362-6584, E-mail: hsoh@kangwon.ac.kr

2012년 10월 19일 접수; 2012년 12월 5일 수정본 접수; 2012년 12월 13일 게재확정

한편, 피로하지 않을 때 페달시스템의 유형(양발시스템과 외발시스템)에 따라 숙련군과 비숙련군의 골반 및 하지관절각의 발현 패턴은 상이하며 골반에서 원위로 갈수록 하지관절 각범위가 커지고 양발시스템의 하지관절 각범위는 외발시스템보다 작게 나타났다[3].

그리고 운전 숙련도에 따른 페달시스템 유형은 숙련군과 비숙련군 모두 골반 각범위를 제외한 하지관절의 각범위(ROA)에서 유의한 차이가 있으며 특히, 숙련군보다 비숙련군에서 차이가 더 많고 숙련군의 유의한 변인은 비숙련군과 공통적으로 나타났다. 그러므로 운동학적 측면에서 외발시스템을 양발시스템으로 개선할 수 있는 여지가 있다고 판단된다[3]. 또한, 일부 연구자들은 기존의 페달배치를 지양하고 브레이크 반응시간(brake reaction time)감소로 야기되는 페달 오동작의 사고율을 감소시키기 위한 획기적인 디자인의 변화가 필요하다고 하였다[7].

그러나 스웨덴의 볼보자동차 회사와 NTSB의 연구자들은 제품을 만들어 실험한 결과 페달 디자인과 페달 오작동과의 상관성을 도출하는데 실패하였다[8][9].

이와 같이 피로를 유발시키지 않은 상태에서 숙련도와 제어시스템에 따라 하지자세가 차이가 있으므로 사고 유발 가능성이 더 많은 피로한 경우의 운전 숙련도와 자동차 페달시스템의 유형에 따라 상이한 페달 제어동작을 야기해 사고의 위험성이 증가할 수 있다.

지금까지 페달 오작동과 페달디자인 및 배치와의 통계적 상관유무는 학자들 간 상이한 견해를 가지고 있어 첨예한 논쟁거리가 되고 있으며 [5],[6] 여러 사회집단의 이해관계와 맞물려 복잡한 양상을 띠고 있다.

최근 자동차산업 분야에서 주요 이슈로 연비향상, 안전증대와 쾌적성향상이 언급되고 있으며[4]. 이 중 안전증대를 위하여 인적 안전성과 차량적 안전성을 위하여 피로 시 운전자의 숙련도와 제어시스템 유형이 하지자세에 미치는 영향을 분석하는 것은 작업환경의 변화를 견인할 수 있는 유용한 연구이다.

그러므로 본 연구에서는 피로 시 자동차 페달시스템 유형과 숙련도(숙련군과 비숙련군)에 따른 하지관절각의 3차원 패턴과 하지관절의 각범위, ROA(range of angle) 차이를 검정하고자 다음과 같은 가설을 설정하였다.

첫째, 숙련도는 골반과 하지관절의 각범위(ROA)에 영향을 미칠 것이다.

둘째, 페달시스템의 유형은 골반과 하지관절의 각범위(ROA)에 영향을 미칠 것이다.

셋째, 숙련도와 페달시스템의 상호작용이 골반과 하지관절의 각범위(ROA)에 영향을 미칠 것이다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 대상자의 특성

본 실험을 위한 대상자는 강원도 소재 K대학교 재학생 24명의 남학생을 대상으로, 운전면허증을 소지하고 실제로 2년 이상 운전경험이 있는 학생 12명을 숙련군으로 운전경험이 전혀 없는 학생 12명을 비숙련군으로 분류하였으며 신체적 특성의 평균±표준편차는 <Table 1>과 같다.

<Table 1> Characteristics of subjects

구분	신장 (cm)	체질량 (kg)	연령 (yrs)
숙련군 (면허 소지자)	175 ±3.51	72 ±15.77	24 ±1.57
비숙련군 (면허 무소지자)	177 ±4.47	67 ±9.53	22 ±1.98
전체	176 ±3.95	69 ±12.65	23 ±2.00

### 2.2 분석 국면 및 이벤트

분석 국면은 두 시스템 모두 발이 브레이크 페달(break pedal)과 액셀 페달(acceleration pedal)에 접촉하는 순간부터 이지하는 순간으로 2국면 4이벤트로 다음과 같이 설정하였다.

#### <양발 시스템의 국면>

국면 1: 오른발로 브레이크 밟는 순간(이벤트 1) - 오른발이 브레이크에서 이지하는 순간(이벤트 2),

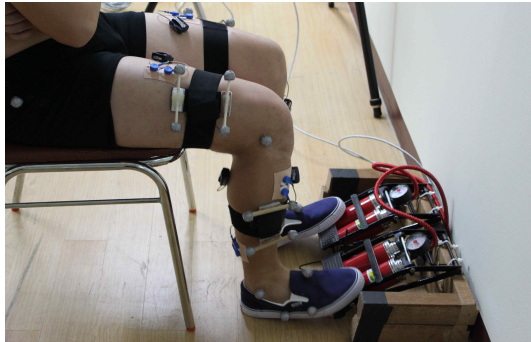
국면 2: 왼발이 액셀을 밟는 순간(이벤트 3) - 왼발이 액셀에서 이지하는 순간(이벤트 4).

#### <외발 시스템의 국면>

국면 1: 오른발로 브레이크 밟는 순간(이벤트 1) - 오른발이 브레이크에서 이지하는 순간(이벤트 2),

국면 2: 오른발이 액셀을 밟는 순간(이벤트 3) - 오른발이 액셀에서 이지하는 순간(이벤트 4).

### 2.3 실험 절차 및 방법



<Figure 1> Situation of raising fatigue

연구 대상자들에게 실험의 필요성, 목적 및 실험 절차를 충분히 설명하고 참여 동의를 득한 후 실험을 실시하였다. 대상자들은 동일 종류의 신발을 대상자에게 맞는 사이즈를 착용토록 하였으며 운전 시뮬레이터 환경에 익숙해지도록 실험 전 2개월 간 주 3회 이상의 개인별 연습을 시행하였다. 대상자는 <Figure 1>과 같은 장치를 통하여 탈진할 때 까지 페달링하도록 하였으며 회복시간을 최소화하기 위하여 휴식 없이 바로 실험에 임하도록 하였다.

그리고 정확한 영상자료를 얻기 위하여 실험 전 모든 대상자들에게 실험복을 착용 시킨 후 전신의 관절점 및 분절 표면에 반사마커를 부착하고 측정에 앞서 대상자 신체의 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 스탠딩 캘리브레이션을 실시하였으며 스탠딩 캘리브레이션이 끝난 후 분절의 위치추적을 위한 트래킹마커를 제외하고 해부학적 정렬 상태를 측정하기 위해 사용된 마커는 모두 제거하였다.

실험용 운전 시뮬레이터는 브레이크 및 가속페달, 핸들, 가상 주행환경, 운전좌석 및 6대의 동작분석용 카메라로 구성되었다. 실험에 사용된 가상주행환경은 <Figure 2>의 Test Drive (Unlimited PC, 2007; Atari (USA)를 이용하였다.



<Figure 2> Driver's surroundings

앞은자세는 하지관절각을 좌우하므로 운전자는 자신이 선호하는 자세가 되도록 좌석을 조절하였다(좌석의 전·후와 높이). 그리고 주행구간은 브레이크와 액셀 페달의 충분히 작동할 수 있는 구간으로 선정하였으며 대상자가 동일한 구간을 3회 반복 주행하도록 하였다. 대상자는 무작위 순으로 이원급간설계(Two factors between subject design)로 배치하였으며 실험 진행자가 <Table 2>와 같은 주행 시나리오를 준수하도록 통제하였다.

<Table 2> Driving Scenarios

운행 조건	제한 내용
주행 시 준수사항	<ul style="list-style-type: none"> <li>구간별 제한속도를 지킨다.</li> <li>신호등을 지킨다.</li> </ul>
좌(우)회전	좌회전: 3회, 우회전: 4회
신호등 및 속도제한	신호등: 5회, 속도제한: 3회
주어진 과제	<ul style="list-style-type: none"> <li>충돌사고 시 재실험</li> <li>3대의 차량을 추월</li> </ul>

### 2.4 인체의 좌표화 및 연구변인 정의

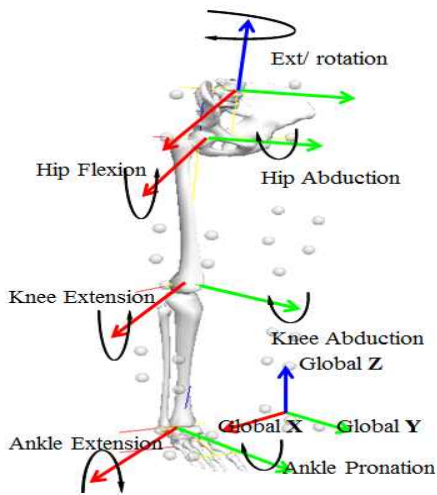
Visual 3D(C-motion Inc., USA)의 마커 시스템에 준하여 <Figure 3>과 같이 마커를 부착하였으며 인체는 NLT(Nonlinear transformation)방식으로 3차원 좌표화 하였다. 동작분석을 위하여 Qualisys system의 적외선 카메라 MCU-240을 사용하였고 원자료 획득을 위하여 샘플링율은 100Hz로 차단 주파수는 6Hz로 하였다.



<Figure 3> Marker system

출처: 이재훈, 장영관, 오형술, 하종규로 부터 재인용 허가를 득함. 운전 숙련도에 따른 자동차 페달시스템 유형이 운전자세에 미치는 영향. 그림 3. 대한안전경영과학회지, © 2012, 대한안전경영과학회.

연구변인 중 골반각은 종축과 분절이 이루는 각인 절대각으로, 고관절각, 슬관절각과 족관절각은 각 관절에서 두 분절이 이루는 각인 상대각으로 측정하였다. 축방향은 전방향이 Y축(좌·우 회전축), 상방향은 Z축(수평면 회전축)이며 나머지 X축(전후 회전축)은 오른손 나사법칙에 준하였다. 각 정의는 <Figure 4>와 같이 해부학적 자세의 골반(pelvis)이 0°이며 우측회전각, 후경각(골반이 종축을 기준으로 뒤로 기울어진 각)과 우경각(골반이 종축을 기준으로 우측로 기울어진 각)이 (+)이며 좌측회전각, 전경각(골반이 종축을 기준으로 앞으로 기울어진 각)과 좌경각(골반이 종축을 기준으로 좌측로 기울어진 각)이 (-)이고, 족관절각은 스탠딩 자세인 90°가 0°이며 방향은 저축굴곡(발바닥방향 꺾임), 외번(발바깥쪽 들림)과 회외(밖으로 돌림)는 (+), 배측굴곡(발등방향 꺾임), 내번(발안쪽 들림)과 회내(안으로 회전)는 (-)이며 슬관절각과 고관절각은 스탠딩 자세인 180°가 0°이며 신전(펴), 외전(밖으로 펼침)과 회외는 (+), 굴곡(안으로 꺾임), 내전(안으로 모음)과 회내(안으로 돌림)는 (-)로 정의하였다.



<Figure 4> definitions of angles

## 2.5 자료 및 통계처리

동일한 구간의 3회 주행한 영상자료의 위치좌표(raw data)를 Qualisys System의 QTM(Motion Capture Software)으로 획득한 후 Visual-3D software (C-motion Inc., USA)를 이용하여 연구변인을 산출하였다. 또한, 고관절각, 슬관절각 및 족관절각은 상대각, 골반각은 절대각으로 획득하고 3회 평균치를 사용하였으며 그래프화하였다. 또한 통계적 검정을 위하여 PASW 18.0의 two-way MANOVA와 two-way ANOVA를 사용하였으며, 이때 유의수준은  $\alpha = .05$  로 하였다.

## 3. 결과 및 고찰

피로 시 하지관절 각패턴, 하지관절 각범위와 숙련도와 페달시스템에 대한 하지관절 각범위에 대한 통계적 검정 차이는 다음과 같다.

### 3.1 골반각 및 하지관절 각패턴비교

피로 시 각의 패턴비교는 AP(엑셀페달)과 BP(브레이크 페달)을 우측발로만 사용하는 외발시스템과 좌측발은 엑셀페달, 우측발은 브레이크페달을 전담하여 제어하는 양발시스템과 숙련도(숙련자와 비숙련자)의 조합으로 그래프화하였다. 이하 그래프의 공통된 범례 표기는 축방향은 a: X축, b: Y축과 c: Z축이며 흑색실선(ex\_both)는 숙련 양발시스템, 흑색점선(ex\_right)은 숙련 외발시스템, 적색사각형 포함 점선(be\_both)은 비숙련 양발시스템, 적색삼각형 포함 점선(be\_right)은 비숙련 외발시스템으로 하였다.

#### 3.1.1 골반 절대각 패턴

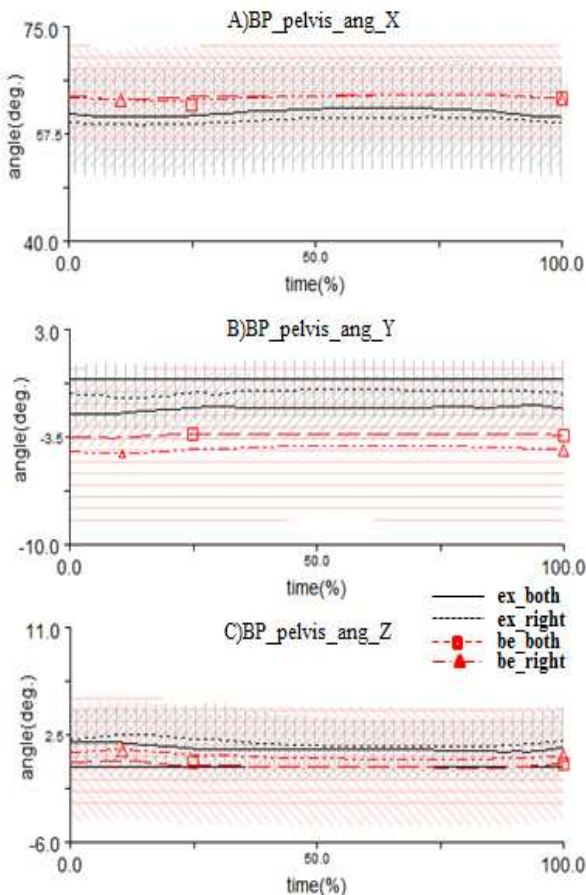
피로 시 브레이크 밟을 때 골반의 후경각은 숙련군이 비숙련군보다 모든 페달시스템에서 작게 나타났고 비숙련군은 페달시스템에 관계없이 동일한 패턴을 보였으나 숙련군은 양발시스템이 외발시스템보다 약간 크게 나타났다<Figure 5, A>. 이 패턴은 안 피로 시의 패턴[3]과 유사하나 비숙련군에서 동일하지 않고 양발시스템이 외발시스템보다 크게 나타났다. 그리고 비숙련군의 페달시스템의 유형에 관계없이 동일한 후경각을 보인 것은 피로에 의한 것으로 생각되며 비숙련군이 숙련군보다 골반을 더 높혀 운전하므로 중립자세와 차이를 보이므로 피로에 취약하다고 생각된다. 그리고 숙련군은 양발시스템보다 외발시스템에서 신속한 이동을 위하여 골반을 세워 페달을 제어하는 것으로 보인다.

피로 시 골반의 좌·우 움직임은 숙련도와 페달시스템에 관계없이 모두 좌경각만을 보였고 숙련군이 비숙련군보다 더 작은 좌경각을 나타냈다<Figure 5, B>. 이는 숙련도에 따라 좌경각이 다르고 비숙련군들이 더 큰 동작으로 페달을 제어함을 반영한다. 그러나 숙련군은 외발시스템에서 비숙련군은 양발시스템에서 더 작은 좌경각을 보였으며 숙련군은 기존의 외발시스템에 익숙하기 때문이라고 생각된다.

이에 반해 비숙련군은 양발시스템에서 더 작은 동작으로 페달을 제어하므로 양발시스템이 더 유리하다고 생각되며 이는 양발시스템에서 운전자는 중립자세에 근접하여 골반 움직임이 작은 반면 외발시스템은 우측

외발로 좌측의 브레이크페달을 제어해야 하므로 좌측 움직임이 커진다. 이러한 현상은 외발시스템을 장기간 사용하는 것은 골반 변형을 일으킬 수 있는 가능성을 시사하는 것이다. 한편, 안 피로 시 숙련군에서 외발시스템이 아닌 양발시스템에서 좌경각이 작게 나타났다 [3]. 이 현상은 피로하게 되면 숙련자는 기존의 익숙한 외발시스템에 무의식적으로 반응하는 것으로 생각된다. 피로 시 골반의 종축회전은 비숙련군의 양발시스템에서는 거의 회전하지 않았으며, 숙련군의 모든 시스템에서 우측회전을 보였고 숙련도와 관계없이 외발시스템에서의 우측회전이 나타났다<Figure 5, C>.

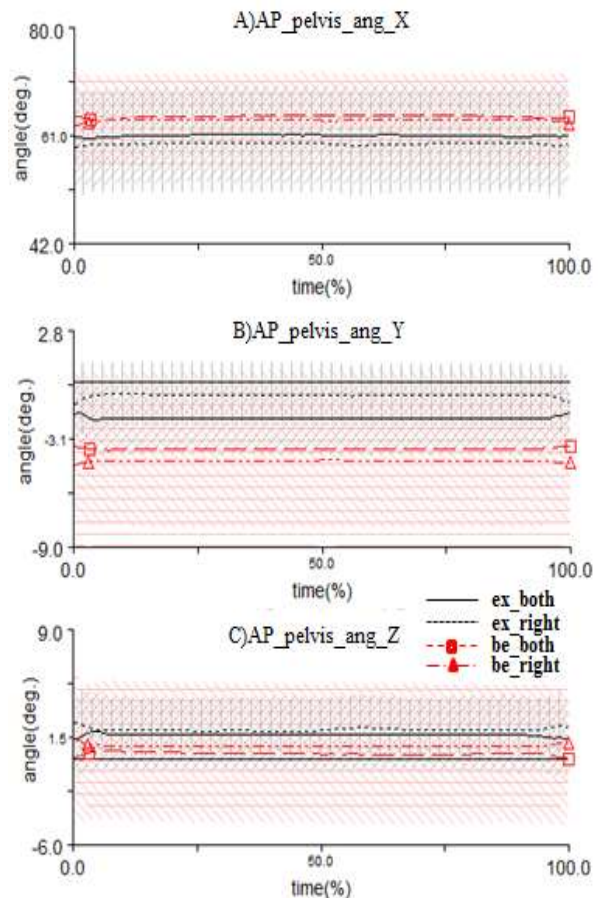
이는 숙련군이 페달시스템에 관계없이 고착화된 습관으로 우측회전이 일어나며 비숙련군은 양발시스템에서 양발이 각기 다른 페달을 제어함으로써 골반회전이 거의 일어나지 않음을 알 수 있다. 또한, 외발시스템에서는 브레이크페달을 고관절이 회내를 하면서 골반은 우측회전을 하는 현상을 반영한 것으로 안 피로 시의 종축 패턴과 비교하면 숙련군의 패턴은 유사하나 비숙련군에서 양발시스템에서는 좌측회전이 외발시스템에서는 우측회전이 일어나[3] 비숙련군은 피로 시 일관된 동작을 수행하지 못한다고 생각된다.



<Figure 5> Pelvic angles(BP)

피로 시 액셀 밟을 때 골반의 전·후 움직임은 브레이크페달을 밟을 때와 거의 동일한 후경각 패턴만을 보였다<Figure 6, A>. 그리고 모든 군과 페달시스템에서 좌경각을 나타내고 숙련군은 양발시스템에서 비숙련군은 외발시스템에서 더 큰 좌경각을 보였다<Figure 6, B>. 이 역시 숙련군의 습관화된 동작과 비숙련군의 양발시스템 체계가 작은 동작으로 페달을 제어함을 시사한다.

피로 시 액셀 밟을 때 골반의 종축회전 움직임은 숙련군이 비숙련군에 비해 다소 큰 우측 회전각을 나타냈다. 그리고 시스템에 관계없이 동일한 패턴을 보였으나 페달 접촉 시 외발시스템이 양발시스템에 비해 더 큰 우측회전을 하였으며 비숙련군에서도 유사한 패턴을 보였다<Figure 6, C>. 이는 외발시스템에서는 액셀을 밟기 위해서 좌측의 브레이크페달에서 우측의 액셀 페달을 발을 이동하면서 밟아야 하기 때문이다.

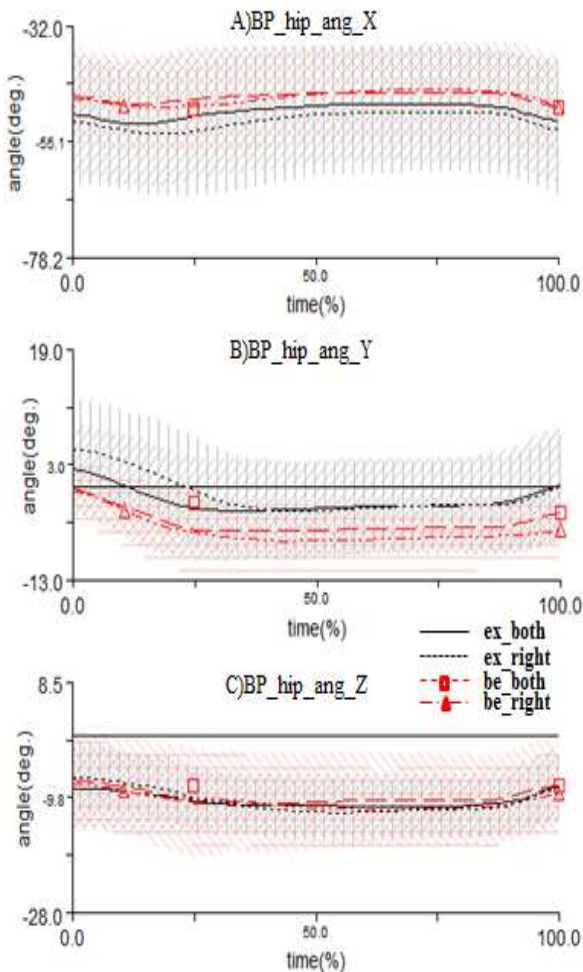


<Figure 6> Pelvic angles(AP)

### 3.1.2 고관절각 패턴

피로 시 브레이크를 밟을 때 고관절은 숙련도와 페달시스템에 관계없이 모두 굴곡을 보였다. 그리고 숙

련군이 비숙련보다 다소 크게, 또한 숙련군의 외발 시스템이 양발시스템보다 크게 나타났으며 비숙련군은 거의 유사하게 나타났다<Figure 7, A>. 이는 양발시스템은 발의 이동 없이 동작이 수행되기 때문이다. 이러한 고관절의 굴곡 패턴은 운전석의 차원에 좌우됨을 고려하여야 한다. 피로 시 브레이크를 밟을 때 숙련군은 고관절을 외전(외발시스템)>양발시스템)된 상태에서 내전을 하면서 페달을 밟는 반면, 비숙련군은 페달시스템에 관계없이 중립자세에서 거의 유사하게 내전하면서 페달을 밟았다. 그리고 비숙련군은 숙련군에 비하여 큰 내전을 보였다<Figure 7, B>. 한편, 고관절의 종축 회전은 숙련도와 페달시스템에 관계없이 모두 회내를 하면서 페달을 밟았다<Figure 7, C>. 이러한 현상들은 브레이크페달이 좌측에 위치하고 숙련자들이 비숙련자보다 고관절을 전방과 내측방향으로 잘 이용하고 있음을 반영하는 것이다.



<Figure 7> Hip joint angles(BP)

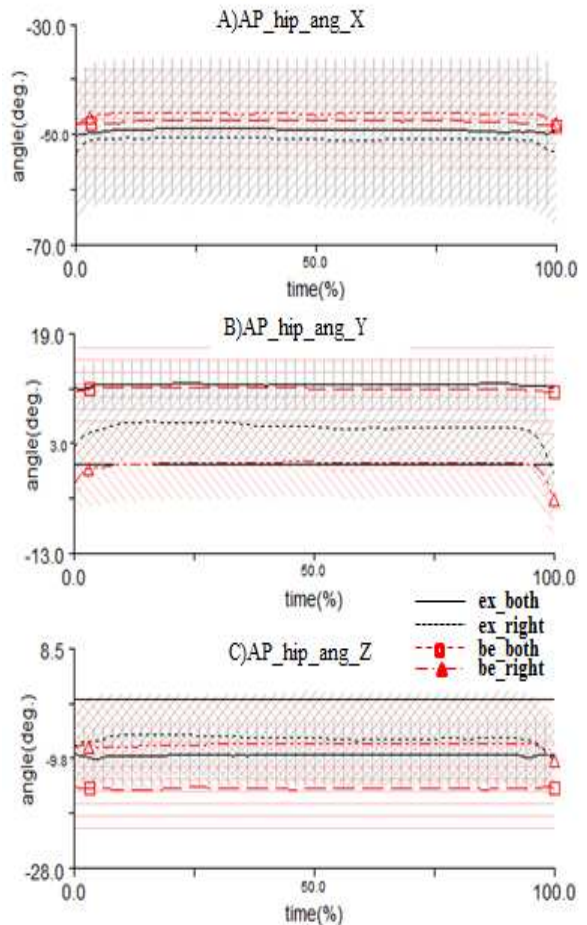
피로 시 액셀을 밟을 때 고관절의 굴곡은 숙련도와 페달시스템에 관계없이 거의 동일한 패턴을 보였으며

<Figure 8, A> 이것은 대퇴가 운전석에 거의 붙어있기 때문에 변동이 매우 작은 것으로 생각된다.

피로 시 액셀을 밟을 때 숙련도와 관계없이 외발시스템보다 양발시스템의 외전이 더 크게 나타났으며 숙련군은 페달시스템과 독립적으로 외전만을 보였으나 비숙련군의 외발시스템은 거의 중립자세를 보였다<Figure 8, B>. 그리고 외발시스템에서의 페달의 접지 및 이지 시의 그래프의 기울기 변화는 급작스런 동작의 변화를 의미하며 반복적인 이러한 동작은 상해의 위험성을 증가 시킨다고 생각된다.

피로 시 액셀을 밟을 때 회내는 숙련도에 관계없이 모두 양발시스템에서 크게 나타나고 비숙련군이 더 크게 나타났다. 외발 시스템은 숙련도와 관계없이 거의 동일한 외전을 유지하는 패턴을 보였다<Figure 8, C>.

양발시스템은 액셀을 왼쪽발로 밟기 때문에 대퇴의 안쪽 회전이 용이하기 때문이며 이에 반해 외발시스템은 오른쪽 발로 좌측의 액셀페달을 밟아야 하기 때문에 대퇴뿐만 아니라 다른 분절도 같이 움직이고 있음을 반영한 것으로 생각된다. 이상과 같은 동작은 안 피곤할 시와 거의 유사한 패턴을 보였다[3].



<Figure 8> Hip joint angles(AP)

### 3.1.3 슬관절각 패턴

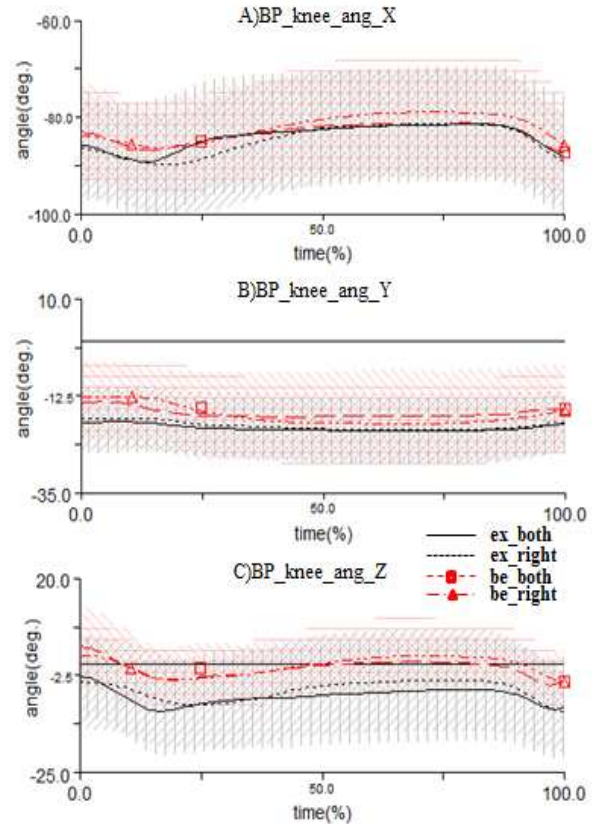
피로 시 브레이크를 밟을 때 숙련군은 비숙련군보다 양발시스템에서 큰 굴곡으로 접지하면서 바로 신전후(굴곡 상태) 일정한 패턴을 유지하는 반면 외발시스템은 상대적으로 긴 굴곡 후 일정한 패턴을 유지하였다. 그리고 비숙련군은 페달시스템에 관계없이 유사한 굴곡 패턴으로 접지하고 양발시스템의 굴곡이 외발시스템보다 크게 이치한다<Figure 9, A>. 이는 페달 접지 시 비숙련군은 작은 굴곡으로 숙련군은 큰 굴곡으로 특히, 외발시스템에서는 긴 굴곡으로 동작을 수행한 것으로 생각된다. 피로 시 브레이크를 밟을 때 두 페달시스템에서 숙련군은 비숙련군보다 큰 내전을 보면서 일정한 패턴을 보였다. 그러나 비숙련군은 접지 시 두 시스템간의 약간의 차이를 보인 후 일정한 패턴을 보였다<Figure 9, B>. 이것은 숙련도에 따른 차이로 생각된다.

피로 시 브레이크를 밟을 때 슬관절 회전은 숙련도와 페달시스템에 관계없이 매우 유사한 패턴을 보였으며 전반적으로 숙련군이 비숙련군보다 더 큰 회전을 보였다. 비숙련군의 회외로 접지하고 회내한 후 중립자세를 보였으나 숙련군은 줄곧 회내만을 보였다<Figure 9, C>. 이러한 현상은 무릎의 회내가 숙련도에 기인하며 비숙련자의 동작이 중립에 근사하기 때문에 숙련도가 좋다고 해서 반드시 효율적인 동작을 사용하지 않음을 시사한다.

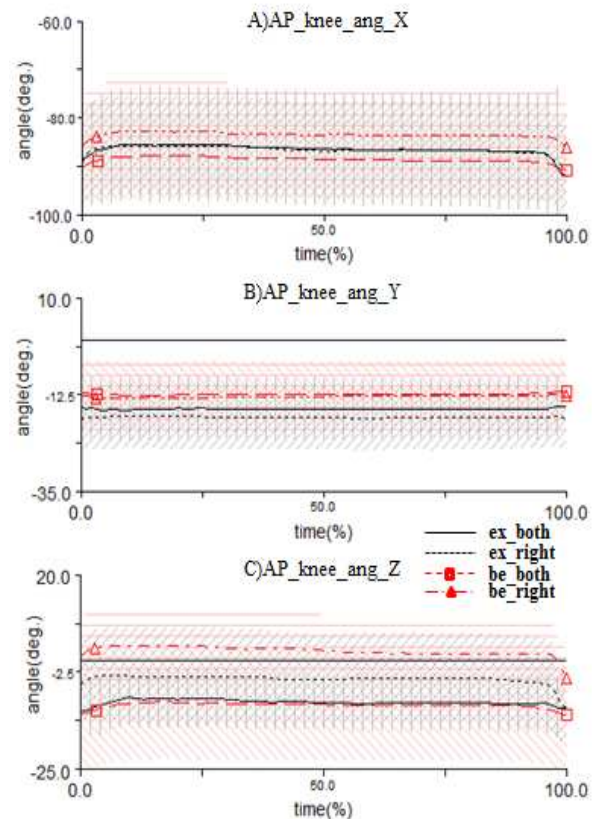
피로 시 액셀을 밟을 때 숙련군의 슬관절 굴곡은 시스템에 관계없이 동일한 패턴과 유사한 크기를 보였다. 그러나 비숙련군은 동일한 패턴을 보였고 외발시스템에서 가장 작은 굴곡, 양발시스템에서 가장 큰 굴곡을 보였다<Figure 10, A>. 이는 숙련군은 페달시스템에 관계없이 일관된 동작을 보였고 반면, 비숙련군은 페달시스템에 변동성이 큰 것으로 생각된다.

피로 시 액셀을 밟을 때 슬관절의 내전은 숙련도와 무관하게 일정한 패턴 유지하였으나 크기는 숙련군이 크게 나타나고 숙련군의 외발시스템 내전이 가장 크게 나타났다<Figure 10, B>. 이는 숙련군의 동작은 습관화되어 작은 내전으로도 동작을 할 수 있음에도 상대적으로 크게 동작하며 더 작은 내전을 보이는 양발시스템이 외발시스템보다 효율적인 시스템이 될 개연성을 시사한다.

피로 시 액셀을 밟을 때 슬관절의 회내는 숙련도에 관계없이 모두 양발시스템에서 크게 나타나고 비숙련군의 외발시스템은 약간의 회외를 유지하는 패턴을 보였으나 숙련군의 외발시스템은 약간의 회내를 보였다<Figure 10, C>. 이러한 패턴은 숙련도와 관계없이 시스템에 의존적이며 양발시스템의 회전범위가 크므로 활동성이 좋다고 생각된다.



<Figure 9> Knee joint angles(BP)



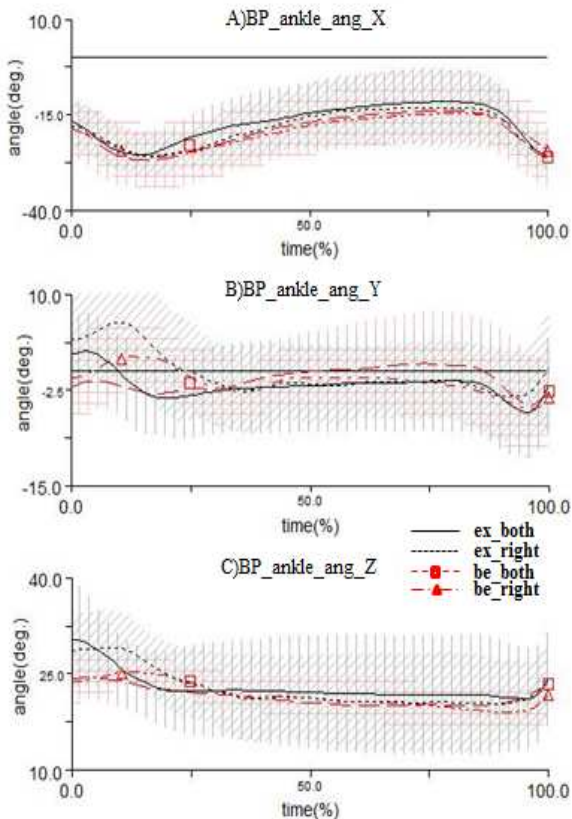
<Figure 10> Knee joint angles(AP)

### 3.1.4 족관절각 패턴

피로 시 브레이크를 밟을 때 숙련도와 시스템에 관계없이 족관절의 배측굴곡이 커지면서 접지하고 배측굴곡이 감소하면서 페달을 밟고 다시 커지면서 이지하는 유사한 패턴을 보였다. 그리고 숙련군의 양발시스템 배측굴곡이 약간 작게 나타났다<Figure 11, A>. 이는 족관절 움직임은 숙련도와 시스템의 차이에 독립적임을 시사하고 있다.

피로 시 브레이크를 밟을 때 비숙련군은 접지 시 내번을 보인 후 거의 중립상태를 유지하면서 내번 상태로 이지하는 반면, 숙련군은 접지 시 외번을 보인 후 내번 상태로 이지하였다<Figure 11, B>. 이는 숙련군에서 나타나는 외번은 외발시스템에 적용된 습관적인 동작으로 생각되며 비숙련군의 양발시스템은 거의 외번이 나타나지 않고 내번으로 동작하는 것은 발의 이동이 없기 때문이다.

피로 시 브레이크를 밟을 때 회외는 비숙련군에 비하여 숙련군이 다소 크게 나타난 후 일정한 패턴을 보였다<Figure 11, C>. 비숙련군의 작은 움직임은 긍정적인 측면으로는 효율적이라고 할 수 있으며 부정적인 측면에서는 움직임이 작아 완전한 동작으로 페달을 밟지 못하는 것으로도 해석할 수 있다.

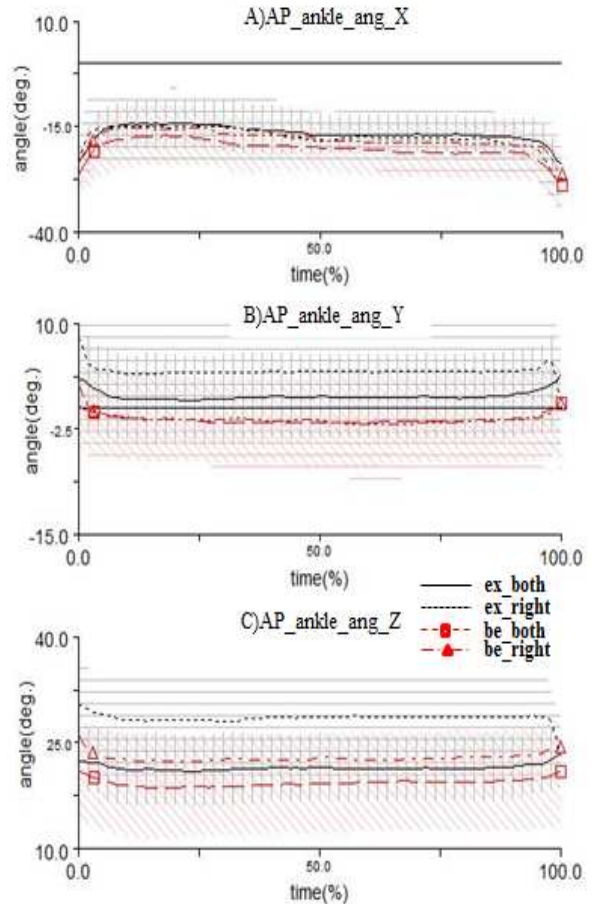


<Figure 11> Ankle joint angles(BP)

피로 시 액셀을 밟을 때 족관절의 배측굴곡은 모두 유사한 패턴과 크기를 보였으며 단지 비숙련군의 양발시스템이 약간 크게 나타났다<Figure 12, A>. 이는 발의 이동이 필요 없는 양발시스템의 배치에 기인하는 것으로 생각된다.

피로 시 액셀을 밟을 때 숙련군은 두 시스템에서 외번을 보였고 특히, 양발시스템은 중립에 가까운 작은 외번을 보였다. 그러나 비숙련군은 작은 외번으로 접지하고 일정한 내번으로 동작한 후 외번으로 이지하였다<Figure 12, B>. 이는 숙련군의 양발시스템이 비숙련군의 패턴에 근사하므로 숙련군에서도 양발시스템의 효율성을 지지 할 수 있는 가능성을 시사하는 것이다.

피로 시 액셀을 밟을 때 회외는 숙련도에 관계없이 모두 양발시스템에서 작고 일정한 패턴으로 나타났으며 비숙련군의 외발시스템이 가장 크게 나타났다<Figure 12, C>. 숙련군의 양발시스템은 비숙련군의 외발시스템보다 작게 나타나고 비숙련군의 양발시스템보다 약간 크게 나타난 것은 숙련도에 관계없이 양발시스템은 왼쪽발이 액셀페달을 전담하여 밟기 때문에 작은 동작으로 페달을 제어할 수 있는 것으로 생각된다.



<Figure 12> Ankle joint angles(AP)



피로 시 페달링은 관절에 따라 안 피곤할 시와 비교하여 일부 관절에서 상이한 패턴을 보였다. 그리고 이러한 패턴은 크게 세 가지 특징으로 기술할 수 있다. 첫째, 비숙련군의 작은 관절각의 움직임은 부정적인 측면에서 숙련도가 미숙하여 완전한 동작을 수행하지 못하는 것으로 한편, 긍정적인 측면에서 중립자세에 근사하므로 아직 불합리 자세가 고착되지 않아 피로에 영향을 덜 받는 것으로 생각할 수 있다. 둘째는 이와 상반되는 것으로 숙련군의 큰 관절각은 페달링과 관계없는 과도한 동작을 수행하는 것인지 그렇지 않으면 완전한 동작을 위한 것으로 생각된다. 셋째, 숙련도와 관계없이 양발시스템에서의 작은 관절각은 중립자세에 근사하므로 바람직한 자세임을 시사한다.

### 3.2 하지관절 각범위(ROA)

하지관절의 각범위는 최대 상대각에서 최소 상대각의 차이로 정의하였다.

#### 3.2.1 전·후 회전(시상면)

피로 시 숙련도와 페달시스템의 유형과 관계없이 골반 및 하지관절의 전·후방향의 모든 각범위는 원위관절(distal joint)로 갈수록 크게 나타났으며 안 피로 시와 비교할 때[3] 일관된 경향을 나타냈다. 그리고 숙련군

액셀페달의 슬관절 각범위 제외한 고관절과 슬관절 각범위는 양발시스템에서 작게 나타나고<Table 3>. 건관절 각 범위는 브레이크페달을 밟을 때 숙련도와 관계없이 양발시스템이 외발시스템보다 크거나 같고 액셀페달을 밟을 때는 외발시스템이 양발시스템보다 크게 나타났다. 또한, 골반 각범위는 숙련도와 페달에 관계없이 양발시스템에서 크거나 같게 나타났다<Table 3>. 이러한 차이는 피로에 대한 개인의 관절구조나 근육 피로와 회복 임계치의 차이로 생각되며 확실한 것은 운전자는 원위관절로 갈수록 각 범위를 크게 하여 자동차를 제어하는 것으로 나타났으며, 양발시스템의 작은 작은 관절회전을 작게 하여 회전상의 이득을 가져와 운전자의 부하를 감소시킬 수 있다고 생각된다.

그리고 외발시스템의 큰 회전 각범위는 운전자의 하지 정렬이 바르지 않은 채로 운전을 하므로 즉, 우측발을 내측으로 회전시켜 액셀페달을 밟게 되므로 골반 및 하지관절의 변위를 초래하여 근골격계질환을 야기시킬 수 있다고 생각된다. 그러나 액셀페달을 밟을 때 숙련군에서 양발시스템의 슬관절 각범위가 크게 나타난 것은 2년 이상 운전을 하고 있기 때문에 개인의 습관이 개입되어 나타난 현상이라고 생각된다. 이는 기본적으로 외발시스템과 양발시스템의 앉은 자세(시트와 골반 및 자동차 바닥면과 발의 접지 위치)의 차이에서 기인한다고 할 수 있다.

<Table 3> Frontal/postal ROAs of joints on lower limbs Mean(standard deviation)

구분 (x축/전후방향)	브레이크 페달				액셀 페달			
	숙련군		비숙련군		숙련군		비숙련군	
	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템
골반각범위	2.59(1.91)	2.02(0.92)	1.50(0.61)	1.51(0.30)	2.62(1.67)	2.53(1.44)	1.93(0.72)	1.86(0.64)
고관절각범위	4.87(3.36)	5.49(3.32)	4.47(2.11)	5.45(1.98)	3.50(3.03)	4.27(1.83)	2.13(0.69)	3.67(1.40)
슬관절각범위	8.61(3.46)	9.70(3.74)	7.32(3.72)	8.92(3.07)	7.27(8.32)	5.20(1.12)	3.56(1.64)	5.01(1.39)
족관절각범위	17.63(4.53)	16.70(6.81)	15.32(3.70)	15.00(4.46)	12.41(3.35)	15.12(4.20)	12.89(4.16)	13.22(5.00)

<Table 4> Medial/lateral ROAs of joints on lower limbs Mean(standard deviation)

구분 (Y축/좌우방향)	브레이크 페달				액셀 페달			
	숙련군		비숙련군		숙련군		비숙련군	
	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템
골반각범위	0.80(0.80)	0.88(0.72)	0.49(0.19)	0.78(0.40)	0.93(0.92)	1.09(1.17)	0.58(0.27)	0.61(0.19)
고관절각범위	7.08(2.32)	10.22(3.31)	6.79(2.13)	7.64(2.55)	3.56(3.06)	9.77(3.65)	1.75(0.62)	6.59(2.83)
슬관절각범위	3.85(1.82)	4.49(2.38)	5.47(3.73)	7.84(3.33)	2.79(1.75)	3.07(1.03)	2.03(0.46)	2.59(1.04)
족관절각범위	12.80(4.33)	14.13(3.54)	9.47(2.14)	11.77(2.71)	5.00(2.10)	11.69(3.81)	3.79(1.24)	8.78(1.60)

<Table 5> Longitudinal Rotation ROAs of joints on lower limbs Mean(standard deviation)

구분 (Z축 회전범위)	브레이크 페달				액셀 페달			
	숙련군		비숙련군		숙련군		비숙련군	
	양발시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템	양발 시스템	외발 시스템
골반각범위	1.06(0.52)	1.27(0.70)	0.79(0.25)	1.13(0.37)	1.16(0.60)	1.28(0.76)	0.94(0.38)	0.98(0.29)
고관절각범위	6.15(2.97)	8.32(3.75)	5.82(2.17)	5.99(2.49)	3.04(1.55)	7.49(4.18)	2.27(0.74)	5.36(2.75)
슬관절각범위	10.47(2.49)	10.98(3.09)	11.19(3.71)	10.03(4.24)	5.03(2.34)	9.68(3.40)	4.22(2.28)	9.25(5.34)
족관절각범위	12.53(4.90)	11.78(4.76)	7.22(2.53)	9.67(1.89)	3.74(2.01)	10.33(3.89)	3.62(2.0)	6.02(0.93)

3.2.2 좌·우 회전(전두면)

피로 시 골반 및 하지관절 좌·우방향의 각범위는 숙련도와 관계없이 양발시스템에서 모두 작게 나타났고 슬관절 각범위를 제외하고 원위관절로 갈수록 크게 나타났다<Table 4>. 이는 양발시스템의 회전 이득을 시사하며 작은 좌·우 슬관절 각범위는 페달에 접지하여 움직이기 때문이다.

3.2.3 종축 회전(수평면)

피로 시 골반 및 하지관절 종축 회전 각범위는 브레이크페달 사용 시 비숙련군의 슬관절 각범위와 숙련군의 족관절 각범위를 제외하고 숙련도와 관계없이 양발시스템에서 모두 작게 나타났다<Table 5>.

이상에서 피로 시와 안 피로 시의 골반 및 하지관절의 회전 각범위를 비교하면[3] 전반적으로 상이한 패턴을 보였고 피로 시에 대부분의 관절에서 양발시스템이 외발시스템보다 더 작은 관절회전을 통하여 페달링하므로 회전이득을 얻는 것으로 판단되어 상해예방에 도움이 될 것으로 생각된다.

3.3 숙련도와 페달시스템 유형 조합에 따른 ROA의 차이

숙련도와 페달시스템 유형이 골반 및 하지관절 각범위에 미치는 영향을 조사하기 위하여 독립변수 2개(숙련도와, 페달시스템 유형)와 종속변수 4개(골반 각, 고관절, 슬관절, 족관절 각범위)인 N = 24개(4 × 6)의 자료를 사용하였다. 브레이크페달과 액셀페달을 밟을 때 족관절과 골반 각범위는 모두 통계적으로 유의한 상관을 보여 two-way MANOVA의 검정을 수행하고 고관절과 슬관절 각범위는 유의한 결과를 보이지 않아 two-way ANOVA를 실시하였다.

3.3.1 골반과 족관절 각범위 검정

골반과 족관절 각범위의 two-way MANOVA에서

실시한 동일성 검정에서 <Table 6>과 같이 액셀페달을 제어할 때 골반 각범위의 p < .05보다 작아서 가정(귀무가설: 공분산 행렬이 동일하다)에 위배되므로 더 이상의 검정을 수행치 않고 나머지 변인에 대해서 검정을 실시하였다.

<Table 6> Identity test of box for covariance matrix

	Box의 M	F	유의 확률	비고	
BP	골반	34.172	1.360	.142	가정 만족
	족관절	35.282	1.404	.120	가정 만족
AP	골반	<b>55.515</b>	<b>2.210</b>	<b>.002</b>	가정 위배
	족관절	23.809	.948	.520	가정 만족

<Table 7> Multivariate test

구분	변인	F	유의 확률	부분 에타 제곱
BP Wilks 람다	숙련도	.61	.617	.092
	페달시스템	.828	.496	.121
	숙련도 *	.080	.970	.013
	페달시스템			
	숙련도	<b>3.341</b>	<b>.043</b>	<b>.358</b>
	페달시스템	.613	.615	.093
숙련도 *	.583	.634	.089	
페달시스템				
AP Wilks 람다	숙련도	<b>3.778</b>	<b>.029</b>	<b>.386</b>
	페달시스템	<b>20.922</b>	<b>.000</b>	<b>.777</b>
	숙련도 *	2.876	.065	.324
페달시스템				

개체간 효과 검정을 통해서 브레이크페달을 밟을 때 족관절의 각범위(X, Y, Z)는 숙련도에 차이가 있고(p < .05), 액셀페달을 밟을 때 족관절의 각범위는 숙련도(Y, Z), 페달시스템(Y, Z)과 숙련도와 페달시스템의 상호작용에 따라 차이가(p < .05) 나타났다<Table 8>.

이상의 검정에서 숙련도와 페달시스템 유형은 주로 족관절에 영향을 미쳤다. 이는 패턴분석에서 도출된 원위분절로 갈수록 각범위가 커지기 때문이라고 생각된다.

<Table 8> Between-subjects effect of pelvic and ankle joint angles

구분	구분	F	유의 확률	부분 에타 제곱	
BP	속련도	X	1.947	.178	.089
		Y	1.181	.290	.056
		Z	.697	.414	.034
	골반 페달시스템	X	.011	.919	.001
		Y	.415	.527	.020
		Z	1.147	.297	.054
	속련도 * 페달시스템	X	.004	.948	.000
		Y	.052	.822	.003
		Z	.077	.784	.004
	속련도	X	<b>5.773</b>	<b>.026</b>	<b>.224</b>
		Y	<b>7.281</b>	<b>.014</b>	<b>.267</b>
		Z	<b>9.748</b>	<b>.005</b>	<b>.328</b>
족 관 절	X	.008	.931	.000	
	페달시스템	Y	1.916	.182	.087
	Z	.544	.469	.026	
속련도 * 페달시스템	X	.256	.618	.013	
	Y	.101	.754	.005	
	Z	1.389	.252	.065	
속련도	X	2.497	.130	.111	
	Y	<b>6.862</b>	<b>.016</b>	<b>.255</b>	
	Z	<b>12.033</b>	<b>.002</b>	<b>.376</b>	
족 관 절	X	.944	.343	.045	
	페달시스템	Y	<b>51.847</b>	<b>.000</b>	<b>.722</b>
	Z	<b>30.164</b>	<b>.000</b>	<b>.601</b>	
속련도 * 페달시스템	X	.695	.414	.034	
	Y	1.646	.214	.076	
	Z	<b>9.004</b>	<b>.007</b>	<b>.310</b>	

3.3.2 고관절과 슬관절 각범위의 검정

<Table 9> Levene test for equality of variance

페달	관절	구분	F	유의 확률	비고
BP	고관절	X	2.370	.101	가정 만족
		Y	.593	.627	가정 만족
		Z	.316	.814	가정 만족
	슬관절	X	.950	.435	가정 만족
		Y	3.298	.042	가정 위배
		Z	<b>2.019</b>	<b>.144</b>	가정 만족
AP	고관절	X	4.250	.018	가정 위배
		Y	3.903	.024	가정 위배
		Z	5.650	.006	가정 위배
	슬관절	X	4.180	.019	가정 위배
		Y	3.235	.044	가정 위배
		Z	<b>1.688</b>	<b>.202</b>	가정 만족

고관절과 슬관절 각범위의 two-way ANOVA에서 실시한 Levene검정에서 브레이크페달을 밟을 때 슬관절 각범위(Y)와 액셀페달을 제어할 때 고관절(X, Y, Z) 각범위와 슬관절 각범위(X, Y)의 유의확률  $p < .05$ 보다 작아서 가정에 위배되므로 더 이상의 검정을 수행하지 않고 나머지 변인에 대해서 검정을 실시하였다 <Table 9>.

개체간 효과 검정에서 액셀페달을 밟을 때 슬관절의 각범위(Z)는 페달시스템에 차이가( $p < .05$ ) 나타났다 <Table 10>. 이는 양발시스템은 좌측발이 전담하여 액셀페달을 밟는다. 반면, 외발시스템은 발의 이동을 위하여 우측발로 액셀페달을 밟아야 하기 때문에 슬관절 중축회전이 수반되기 때문이다.

이밖에 유의하게 나타나지 않은 변인은 대상자의 수, 개인의 해부학적 특성, 연습기간과 개인의 기술획득 능력에 대한 차이일 수도 있다. 그러나 속련도, 페달시스템과 속련도와 페달시스템의 상호작용은 하지자세의 일부 변인에 대하여 통계적으로 유의한 영향을 미쳤다.

<Table 10> Between-subjects effect of hip and knee joint angles between subjects

구분	종속 변수	F	유의 확률	부분 에타 제곱	
BP	속련도	.061	.807	.003	
		페달시스템	.554	.465	.027
		속련도 * 페달시스템	.074	.789	.004
	고관절	속련도	.702	.412	.034
		페달시스템	2.796	.110	.123
		속련도 * 페달시스템	1.554	.227	.72
	Z	속련도	.687	.417	.033
		페달시스템	1.300	.268	.061
		속련도 * 페달시스템	1.228	.281	.058
	X	속련도	.614	.442	.030
		페달시스템	.896	.355	.043
		속련도 * 페달시스템	.049	.827	.002
슬관절	Y는 가정 위배				
	속련도	.056	.816	.003	
	페달시스템	.003	.955	.000	
Z	속련도 * 페달시스템	.927	.347	.044	
	고관절 (X, Y, Z), 모두 가정 위배				
	(X, Y)는 가정 위배				
AP	슬관절	속련도	.649	.430	.031
		<b>페달시스템</b>	<b>9.683</b>	<b>.005</b>	<b>.326</b>
		속련도 * 페달시스템	.001	.970	.000

4. 결론

패턴분석을 통하여 피로 시와 안 피로 시의 골반 및 하지관절의 회전각은 전반적으로 상이한 패턴을 보였으며 피로 시에 대부분의 관절에서 양발시스템이 외발 시스템보다 더 작은각으로 페달링하고 원위분절로 갈수록 관절 각범위가 커지는 일관된 경향을 보였다.

그리고 통계적 검정을 통한 연구가설의 결과는 다음과 같다. 첫째, 숙련도는 브레이크페달을 밟을 때 족관절의 각범위(X, Y, Z)와 액셀페달을 밟을 때 족관절 각범위(Y, Z)에 영향을 미쳤다. 둘째, 페달시스템은 액셀페달을 밟을 때 족관절 각범위(Y, Z)와 슬관절 각범위(Z)에 영향을 미쳤다. 셋째, 숙련도와 페달시스템의 상호작용은 액셀페달을 밟을 때 족관절 각범위(Z)에 영향을 미쳤다. 결론적으로 숙련도와 페달시스템 유형은 운전자의 하지자세에 영향을 미치므로 페달시스템의 개선을 고려할 만하다.

향후, 일반 운전자의 피로 유무에 따른 근활성도 평가와 고령 운전자의 오류동작 방지를 위한 노인 전용 페달시스템의 개발이 필요하다.

5. 참고 문헌

[1] 도로교통공단, 보도자료(2012).  
 [2] 통계청, 사회조사보고서(2008).  
 [3] 이재훈, 장영관, 오형술, 하종규(2012), “운전 숙련도에 따른 자동차 페달시스템 유형이 운전자세에 미치는 영향.” 대한안전경영학회지, 14(2): 11-22.  
 [4] 장치환, 임성현(2010), “자동차 인간공학 개발 동향과 향후 과제.” 한국인간공학학회지, 29(1): 1-5.  
 [5] National Transportation Safety Board, Pedal Misapplication in Heavy Vehicles: Highway Special Investigation Report(2009).  
 [6] Nilsson, R.,(2002), “Evaluation of a Combined Brake - Accelerator Pedal.” Accident Analysis and Prevention, 34(2): 175-183.  
 [7] Schmidt, R.,(1989), “Unintended Acceleration: A Review of Human Factors Contributions.” Human Factors, 31(3): 345 - 364.  
 [8] Todorov, E., & Jordan, M I.,(2002), “Optimal feedback control as a theory of motor coordination.” Nature Neuroscience, 5(11): 1226-1235.

[9] Trachtman, D, Schmidt, R. and Young, D., (2005), “The Role of Pedal Configuration in Unintended -Acceleration and Pedal-Error Accidents.” Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 49th Annual Meeting: 1984 - 1988.

저 자 소개

하 종 규



한양대학교에서 산업공학과를 졸업하고, 동 대학원에서 석사학위를 취득하였으며 한국체육대학교에서 박사학위(운동역학)를 취득하였다. 서울여자대학교 연구교수와 아주대학교 공학연구소 책임연구원을 거쳐 현재 한국스포츠클리닉 & 공학 연구소 대표로 재직 중이다. 주요 관심분야는 스포츠공학, 스포츠클리닉, 인간공학, 생체역학 등이다.

주소: 서울시 송파구 오금동 상아아파트 8동 1210호

오 형 술



현재 강원대학교 공학대학 산업경영공학과 교수로 재직 중이다. 한양대학교 산업공학과에서 공학사, 공학석사, 공학박사학위를 취득하였고, 2000년 한국과학재단 지원으로 Univ. of Michigan에서 1년간 Post-Doc.을 수행하였고, 2011년 Penn. State Univ.에서 방문교수로 지냈다. 주요 관심분야는 PSS 설계, 서비스 신뢰도, 창조경영 등이다.

주소: 강원도 삼척시 중앙로 346 강원대학교 산업경영공학과

장 영 관



한양대학교에서 산업공학과를 졸업하고, 동 대학원에서 석사 및 박사학위를 취득하였으며 현재 강원대학교 산업경영공학과 교수로 재직 중이다. 주요 관심분야는 물류정보시스템, MIS, ERP, SCM, 인간공학 등이다.

주소: 강원도 삼척시 중앙로 346 강원대학교 산업경영공학과

## 이 재 훈



한국체육대학교에서 체육학과 졸업하고, 동 대학원에서 석사 및 박사학위를 취득하였다. 현재 나사렛대학교 재활스포츠 연구소 연구교수로 재직 중이다. 주요 관심분야는 운동역학, 동작분석, 경기력 향상 등이다.

주소 충청남도 천안시 쌍용동 456번지 나사렛대학교 재활복지 융합연구원

## 오 성 근



인하대학교에서 금속공학과에서 공학사, 공학석사학위를 취득하였고, 한국전력기술(주)에서 차세대 원자로 기술개발 사업에 엔지니어로 근무하였으며, 한국체육대학교 체육학과에서 이학박사를 취득하였다. 현재 한국체육대학교에서 운동역학과 생체역학 강의 중이다. 주요 관심분야는 생체역학, 스포츠클리닉, 스포츠공학, 동작분석, 무예 등이다.

주소 경기도 용인시 기흥구 연남동 117 힐타운 305호