

자동차 페달 반복 사용 시 보조 발판이 하지근육 활동과 피로에 미치는 영향

김정룡* · 서경배**

The Effect of the Heel Rest on the Lower Leg Muscle Activity and Fatigue During Repetitive Pedaling

Jung-Yong Kim*, Kyung-Bae Seo**

ABSTRACT

This study examined the effect of ergonomic heel rest that was designed for drivers who have physical handicap in the low leg muscles or have to drive prolonged hours with frequent foot pedaling. An experiment was designed to test the ergonomic heel rest with traditional foot pedal. Forty subjects participated in the experiment. Electromyography(EMG) was used to monitor the muscle activity and fatigue of right leg, and Electro-goniometer was used to measure the ranges of motions of the knee and ankle. A simulator of driver's seat was built for the experiment and the heel rest was installed on it. In order to examine the low muscle activity and range of motion, subjects used the foot pedal for 15 minutes repetitively for each experimental condition. Another 15 minutes test without the heel rest was also performed for comparison. The Root Mean Square(RMS) and Mean Power Frequency(MPF) Shift were used to quantify the level of muscle activity and local muscle fatigue. In results, statistically significant decreases of muscle activity and fatigue were found in all the low leg muscles. The range of motion of the knee and ankle joint also decreased when the heel rest was used. The mechanism of the heel rest effect was discussed in this study. This type of heel rest can be applied to real driving situation after ensuring the safety, or overcoming the psychological discomfort possibly due to unfamiliarity.

Keyword: Heel rest, Muscle fatigue, Electromyography, Ankle joint, Driving comfort

1. 서 론

국내 자동차 대수는 1400만대를 넘어섰고 자동차를 운전하는 인구 역시 늘어나고 있다. 특히 고령자들의 자가 운전도 많아지고 장시간 차량 운전자 역시 늘어나고 있다. 현재 육상운송업에 종사하는 70만 정도의 운전자들은 대부분은 하루 8시간 이상 차량을 운전하는 것으로 알려져 있다(통계청 website).

일반적으로, 운전자들은 자동차 페달을 작동시키기 위하여

하지근육들을 이용한 발목의 굽힘/펴 동작을 반복하게 되고 이로 인하여 장딴지 또는 허벅지의 근육에 피로감을 느끼게 된다. 특히, 장시간 운전하는 경우나, 무릎이나 발목관절에 신체적 장애가 있는 경우에는 간단한 반복 굽힘/펴 동작조차도 하지근육에 큰 부담을 줄 수 있다. 이러한 이유로, 본 연구에서는 현재 사용하고 있는 자동차 페달에 인체공학적으로 설계된 보조 발판을 추가로 장착하고 과연 이러한 도구가 페달 사용 시 하지근육의 부담을 줄여줄 수 있는지를 실험하였다. 본 연구에서 사용된 보조 발판은 김정룡 외 2인(2003)이 하지관절의 동작을 최소화하기 위해 개발한 시제

*한양대학교 정보경영공학과, **한림재활의학과의원

교신저자: 김정룡

주 소: 426-791 경기도 안산시 상록구 사1동 1271, 전화: 031-400-4276, E-mail: jykim@eml.hanyang.ac.kr

폼에 사용되었던 동작 원리를 토대로 일반 대중에게 보급할 수 있는 형태로 제작되었다.

2. 연구 방법

2.1 실험참가자

실험참가자는 20대에서 50대까지 남/여 각 5명씩(평균 나이는 37세), 총 40명이 실험에 참가하였으며, 이들은 과거 하지근육에 사고나 질병의 경험이 없고, 모두 오른손잡이로 운전경험이 남자의 경우 9.75 ± 4.38 년 여자의 경우 8.20 ± 5.55 년인 사람들로 선정하였다.

2.2 근육선정

페달을 움직이는데 가장 빈번히 사용되는 하지의 4개의 근육을 선정하였다. 선정된 근육은 하지근육의 굽힘/펴 동작의 제어역할을 하는 앞정강근(Tibialis Anterior Muscle; TA), 장딴지근(Gastrocnemius Muscle; GM), 넙다리곧은근(Rectus Femoris Muscle; RF), Hamstrings 부위중 넙다리두갈래근(Biceps Femoris Muscle; BF)이다(정명철, 김정룡, 1997; 정인혁, 2001; Basmajian and Luca, 1995; Olson, 1996).

2.3 실험장비

2.3.1 보조 발판

실험을 위하여 보조 발판을 자체 제작하였고, 그 형태는 [그림 1]과 같다. 첫 번째 발판(보조 발판 I)은 접촉면이 부



그림 1. 보조 발판의 모양과 부착위치

드러운 고무로 재질로 이루어진 것을 사용하였으며, 두 번째 발판(보조 발판 II)은 형태는 같으나 접촉면이 단단한 플라스틱 재질로 이루어진 것을 사용하였다.

2.3.2 근전도 측정기

실험참가자의 근육활동도와 근육피로도를 측정하여 잠재적 근육피로와 정량적 근육피로를 측정하기로 하였다. 이를 위해 MVC와 각 근육별 75% MVC를 측정하기 위한 500 kgf 용량의 Bongshin Loadcell을 사용하였고, 이를 모니터링하기 위해 Digital Indicator BS-300A를 사용하였다. 선택된 하지 부위의 근육으로부터 신호를 추출하기 위하여 V91-93 표면전극과 4 Channels의 High Gain Bioamplifier with Bandpass Filter, High Speed Videograph I/O Port를 장착한 Coulbourn Instruments사의 EMG System을 PC와 연결하여 사용하였다[그림 2].

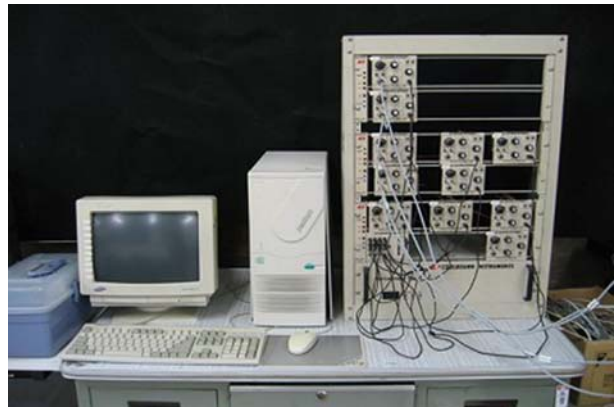


그림 2. PC와 연결된 EMG시스템

Videograph의 Gain은 $\times 2500$, 저차단주파수(Low Cut-off Frequency)는 1Hz, 고차단주파수(High Cutoff Frequency)는 1000Hz로 조절하였다. 신호처리를 위하여 IBM PC, Dataq Instruments사의 Windaq/200을 사용하였고, 일반적으로 근전도 주파수 대역은 400Hz 이하인 것을 감안하고, Nyquist Rate를 만족시키기 위해 1024Hz의 샘플링 주파수(Sampling Frequency)를 각 채널별로 사용하였다(정명철, 김정룡, 1997; Basmajian and Luca, 1995, Proakis et al., 1996). 이렇게 추출한 근전도 신호는 분석을 위해 알고리즘을 직접 C언어로 프로그래밍하여 사용하였다. 무릎 및 발목관절 각도의 측정에는 Biometrics사의 전자동작측정기(Electro-goniometer) 장비를 사용하였다[그림 3].

2.3.3 모의운전 실험장비

본 연구에서는 [그림 3]에서 보는 바와 같이 자체 제작한

모의차량으로 본 차량의 페달 위치는 H사의 S제품의 위치와 같게 제작하였다. 자체 제작된 모의차량은 실제 차와 같이 등받이 및 좌석을 조절이 가능하나 등판의 경우 무릎 및 발목 각도에 영향을 미칠 것으로 예상되어 115° 고정하였다. 신발은 운전상황을 최대한 현실적으로 반영하기 위하여 평상화를 착용하게 하되, 여성의 경우 굽높이가 5cm를 넘지 않도록 제한하였다.



그림 3. 측정 센서를 부착하기 전 모의자동차에 탑승하여 운전자세와 의자의 위치를 조절하는 모습

실험참가자의 표면전극의 부착위치에 alcohol로 피부 표면의 노폐물을 닦아내고 4개 channel의 표면전극을 부착하였으며, 무릎 및 발목관절에 전자 동작측정기(Electrogoniometer)를 부착하였다[그림 4].



그림 4. 표면전극과 전자 동작측정기를 부착한 모습

2.4 실험설계

2.4.1 실험귀무가설

발판사용으로 인하여 하지에 부하가 적을 것이라는 연구가설에 근거하여 통계적 검정을 위해 다음과 같은 귀무가설을 설정하였다.

첫 번째는 "발판의 사용으로 인하여 근육들의 활동도에 영향을 미치지 않는다." 두 번째 "발판의 사용으로 인하여 근육들의 피로도에 영향을 미치지 않는다." 세 번째 "발판의 사용으로 인하여 무릎 및 발목관절의 각도에 영향을 미치지 않는다." 이렇게 실험귀무가설은 3가지로 선정하였다.

2.4.2 실험계획

본 실험에서 독립변수는 보조 발판의 사용 유/무로 기존 페달, 기존 페달 + 보조 발판 I(소프트형), 기존 페달 + 보조 발판 II(하드형)의 세 수준으로 설계하였다. 종속변수는 근육의 활동도와 피로도, 무릎 및 발목 각도이며, 이를 분석하기 위하여 근전도 신호의 RMS(Root Mean Square)와 MPF(Mean Power Frequency), 무릎 및 발목의 각도(°)를 사용하였다. 이와 같은 방법으로 40명의 실험참가자를 이용 Single Factor Within-Subject Design으로 실험을 계획하였다.

2.5 실험과정

실험참가자의 MVC(Maximum Voluntary Contraction)를 3회에 걸쳐 측정하였으며, 매 측정마다 Digital Indicator의 peak값을 관찰하여 세 개의 평균값을 구하되, 다른 두 개의 값과 비교하여 현저히 낮은 값은 제외된 평균값을 실험참가자의 MVC로 사용하였다.

MVC 측정이 종료된 후 10분간의 휴식을 취한 후 실험참가자의 75% MVC를 각 근육별로 측정하였으며, 측정된 데이터를 실험참가자의 작업전 초기 피로도로 정하였다. 근육의 피로누적을 예방하기 위하여 또 다시 5분간의 휴식을 취하게 하였다. 실험참가자는 실험에 앞서 운전석을 자신에 맞게 조절할 수 있도록 하였다. 이후 15분간 실험참가자에게 자체 제작된 모의차량을 이용하여 2초당 1회 페달을 밟게 하였다. 페달은 가속 페달 10회 브레이크 페달 10회씩 연속적으로 15분간 계속되었다. 모의운전이 끝난 후 휴식 없이 75% MVC를 각 근육별로 다시 측정하여 이때의 근육의 활동도와 피로도를 측정하였다. 75% MVC 측정은 10초간 이루어졌다. 이러한 방식으로 기존 페달, 기존 페달 + 보조 발판 I(소프트형), 기존 페달 + 보조 발판 II(하드형) 3가지 페달 형태에 대하여 측정을 실시하였고, 실험 순서는 실험참가자마다 랜덤하게 실시하였으며, 실험참가자의 하지근

육 피로의 누적을 피하기 위하여 페달 형태가 바뀌기 전에 30분간의 휴식 시간을 가졌다(Marras, 1987).

한편, 무릎 및 발목관절 회전 각도를 측정하기 위해서 실험참가자에게 무릎과 발목에 전자 동작측정기(Electrogoniometer)를 부착하게 한 후 페달을 밟는 순간 무릎과 발목의 실제 움직이는 각도를 측정하여 데이터를 수집하였다.

2.6 데이터 분석

근육의 활동도 및 피로도 분석을 이용된 매개변수로는 RMS(Root Mean Square)와 MPF(Mean Power Frequency)가 이용되었다. 근육피로 측정의 경우, 근육에서 추출된 신호를 가지고 FFT를 실시한 후, Frequency Domain에서 MPF값이 저주파로 천이되는 정도를 측정함으로써, 근육피로를 정량적으로 관찰하였다(정명철, 김정룡, 1997).

수집된 하지근육의 데이터를 분석하기 위하여 Windaq소프트웨어를 사용하였다. 10초 동안 수집된 근전도 신호 중 가장 안정적인 파형을 보이는 5초 구간을 사용하였다. 각각의 자세에서부터 얻은 RMS값을 휴식 시간에 측정된 각 근육의 RMS값을 기준으로 정규화하고 기존 페달을 사용한 경우와 일대일 비교를 위해 Paired t-test를 실시하였다.

MPF Shift값을 분석하기 위해 역시 5초 구간의 데이터를 수집하고 Hamming Window를 사용하여 1024-point FFT 분석을 실시하였다. MPF값도 페달 작업 전 구해진 MPF값으로 정규화한 후 기존 페달 사용의 경우와 일대일 비교를 하기 위해 Paired t-test를 실시하였다.

무릎 및 발목관절의 각도는 관절의 실제 움직임 각도에 대하여 수집된 데이터를 가지고 Paired t-test하였다.

3. 실험 결과

3.1 근육활동도(Normalized Root Mean Square) 분석

보조 발판 사용이 근육활동도에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 총 4개의 근육신호에서 발생하는 신호를 검출하였다. 검출된 신호에 대한 Normalized RMS값은 [표 1], [그림

표 1. 근육활동도(Normalized RMS) 결과 (평균/표준편차)

근육위치	기존 페달	보조 발판 I(소프트)	보조 발판 II(하드)
RF	0.29/0.30	0.14/0.20	0.17/0.21
BF	0.33/0.38	0.12/0.19	0.19/0.27
TA	0.34/0.33	0.18/0.19	0.12/0.19
GM	0.34/0.34	0.24/0.26	0.18/0.19

5]와 같다. 이 값에 대한 Paired t-test 분석한 결과는 [표 2]와 같이 전체적으로 유의수준 0.01에서 의미있는 차이를 보이고 있었다.

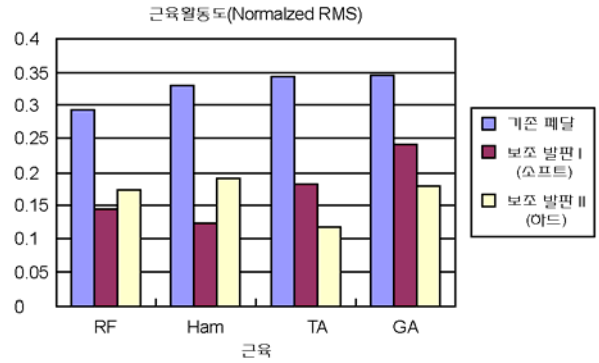


그림 5. 페달종류에 따른 평균 근육활동도(Normalized RMS) 비교

표 2. 근육활동도(Normalized RMS) Paired t-test 결과

근육위치	비교 대상	p-value
RF	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
BF	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
TA	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
GM	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001

[표 3]에서 나타난 바와 같이 성별에 따른 근육활동도에서는 남성이 보조 발판에 의한 근육사용 감소 효과가 큰 것으로 나타났다.

연령대에 따른 근육활동도에서는 나이가 많을수록 보조 발판에 의한 근육활동 감소 효과가 커지는 경향성을 보여주었다([표 4]).

3.2 근육피로도(Mean Power Frequency Shift) 분석

근육피로도의 경우 4개의 근육신호에 발생하는 MPF값을 [표 5]에 나타냈으며, MPF값의 주파수 이동량은 [표 6], [그림 6]과 같다. 기존 페달과의 차이를 비교하기 위하여 Paired t-test를 실시하였고 그 결과는 [표 7]에서 나타났듯이 모든 근육에서 유의수준 0.01에서 의미있는 차이를 보였다.

근육피로도의 남녀간의 차이를 비교해 본 결과 남자들이

표 3. 근육활동도의 성별에 따른 근육별 Paired t-test 결과 (p-value)

근육	페달		기존 페달 vs. 보조 발판 I (소프트)	기존 페달 vs. 보조 발판 II (하드)
	성별			
RF	남자		0.001	0.001
	여자		0.021	0.014
BF	남자		0.001	0.001
	여자		0.001	0.002
TA	남자		0.001	0.001
	여자		0.011	0.001
GM	남자		0.002	0.001
	여자		0.019	0.002
근육 평균	남자		0.001	0.001
	여자		0.013	0.005

표 4. 근육활동도의 연령에 따른 근육별 Paired t-test 결과

근육	페달		기존 페달 vs. 보조 발판 I (소프트)	기존 페달 vs. 보조 발판 II (하드)
	성별			
RF		20대	0.399	0.126
		30대	0.002	0.036
		40대	0.001	0.006
		50대	0.047	0.024
BF		20대	0.004	0.001
		30대	0.005	0.008
		40대	0.021	0.031
		50대	0.004	0.014
TA		20대	0.038	0.002
		30대	0.008	0.002
		40대	0.064	0.005
		50대	0.002	0.001
GM		20대	0.391	0.075
		30대	0.126	0.112
		40대	0.036	0.009
		50대	0.002	0.001
근육 평균		20대	0.208	0.051
		30대	0.035	0.040
		40대	0.031	0.013
		50대	0.014	0.010

여자들에 비해 보조 발판에 의한 피로도 감소 효과가 상대적으로 큰 경향을 보여 주었다[표 8].

연령 차이에 따른 보조 발판의 사용 효과를 비교해 본 결

표 5. 페달 형태에 따른 MPF값

근육위치	처음	기본 페달	소프트 페달	하드 페달
RF	247.1609	234.0426	241.3338	238.677
BF	306.5923	289.807	297.45	294.7574
TA	314.4333	291.1455	300.4861	304.5884
GM	347.7115	329.8363	334.9145	341.7206

표 6. 근육피로도(MPF Shift) 결과 (평균/표준편차)

근육위치	기본 페달	보조 발판 I (소프트)	보조 발판 II (하드)
RF	12.88/9.04	6.18/5.95	8.35/6.87
BF	16.24/17.51	9.03/10.66	11.29/13.04
TA	22.80/16.01	13.63/12.56	10.11/9.91
GM	17.08/11.77	12.41/9.67	6.04/5.98

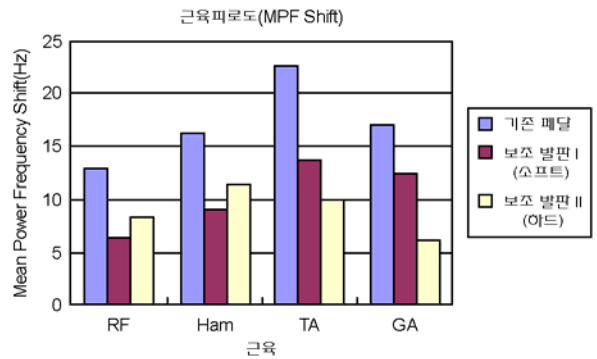


그림 6. 페달 작업 후 나타난 근육피로도(MPF Shift) 비교

표 7. 근육피로도(MPF Shift) Paired t-test 결과

근육위치	비교 대상	p-value
RF	기본 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기본 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
BF	기본 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기본 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
TA	기본 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기본 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001
GM	기본 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.001
	기본 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001

과 나이가 증가함에 따라 피로감소 효과가 다소 증가되는 경향이 보였다[표 9].

표 8. 근육피로도의 성별에 따른 Paired t-test 결과(p-value)

근육	페달		기존 페달 vs. 보조 발판 I (소프트)	기존 페달 vs. 보조 발판 II (하드)
	성별			
RF	남자		0.001	0.001
	여자		0.005	0.060
BF	남자		0.002	0.001
	여자		0.009	0.114
TA	남자		0.001	0.001
	여자		0.001	0.001
GM	남자		0.001	0.001
	여자		0.017	0.001
모든 근육	남자		0.001	0.001
	여자		0.008	0.044

표 9. 근육피로도의 연령에 따른 Paired t-test 결과(p-value)

근육	페달		기존 페달 vs. 보조 발판 I (소프트)	기존 페달 vs. 보조 발판 II (하드)
	성별	연령		
RF		20대	0.063	0.087
		30대	0.001	0.040
		40대	0.005	0.013
		50대	0.100	0.024
BF		20대	0.017	0.004
		30대	0.001	0.013
		40대	0.074	0.026
		50대	0.063	0.017
TA		20대	0.012	0.001
		30대	0.008	0.002
		40대	0.015	0.019
		50대	0.002	0.006
GM		20대	0.138	0.011
		30대	0.200	0.012
		40대	0.126	0.001
		50대	0.004	0.002
모든 근육 평균		20대	0.057	0.026
		30대	0.053	0.017
		40대	0.055	0.015
		50대	0.042	0.012

3.3 무릎 및 발목관절 회전 각도 분석

무릎 및 발목관절 회전 각도의 차이를 비교하기 위해 Paired t-test를 실시한 결과, 무릎 관절에서 유의수준 0.01

에서 의미 있는 차이를 보였다[표 10][표 11].

표 10. 무릎 · 발목관절 회전 각도 결과

관절위치	기존 페달	보조 발판 I (소프트)	보조 발판 II (하드)
발목	17.63	18.25	18.18
무릎	9.1	8.475	8.25

표 11. 무릎 · 발목관절 회전 각도 Paired t-test 결과

관절위치		p-value
발목	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.018
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.064
무릎	기존 페달 vs. 보조 발판 I(소프트)	0.003
	기존 페달 vs. 보조 발판 II(하드)	0.001

3.4 주관적 선호도

페달에 대한 심리적 피로도를 조사하기 위해 11점 척도의 면접 설문을 실시하였다. '0'을 '전혀 피로하지 않다', '10'을 '매우 피로하다'로 하고 설문을 한 결과를 [표 12]에 요약하였다.

표 12. 페달에 따른 주관적 선호도

	주관적 피로도	표준편차
기존 페달	6.58	1.91
보조 발판 I(소프트)	3.70	1.70
보조 발판 II(하드)	4.75	1.81

4. 토의 및 결론

본 연구에서는 페달 작동 시 보조 발판을 사용할 경우 하지근육의 근육활동도와 근육피로도 그리고 무릎 · 발목관절 실제회전 각도에 미치는 영향을 살펴보았다. 그 중 보조 발판에 의한 근육 사용감소 효과와 큰 피로도 감소 효과가 발견되었다. 성별, 연령별 차이에 있어서는, 남자의 경우와 연령이 높은 경우 상대적으로 보조 발판의 효과가 큰 것으로 나타났다. 그러나 본 조사에 나타난 성별의 차이는 인체 측정학적이거나 생리적인 차이로 추정할 수도 있으나, 정상적으로 착용하고 있는 남녀 간의 신발 굽 높이의 차이일 수도 있어, 그 원인을 단순화하기는 어려운 점이 있다. 한편 연령에 따른 차이는 고령자들일 수록 보조 발판의 도움을 많이 받을 수 있다고 해석되어 고령자를 위한 보조 발판을 심도 있게

연구할 필요성을 제기하였다.

한편, 기술 통계 자료를 보면, 기존 페달과 보조 발판과의 평균값의 차이는 적고 표준편차가 상대적으로 크게 보고되어 페달 형태에 따른 사용자 군 간의 통계적 차이의 유의성이 적을 것으로 예상할 수 있다. 그러나 이러한 그룹간의 비교는 개인의 수행도 차이가 분산값으로 그대로 반영된 결과이기 때문에 페달에 의한 분산값에 의한 검증에는 적절치 않다. 그래서 본 연구에서는 동일한 실험참가자가 다른 페달 환경에서 실험을 실시한 자료를 Paired t-test를 통해서 분석하는 방법을 사용하였고 그 결과 유의한 차이를 발견할 수 있었다. 이러한 유의한 차이는 현 실험 환경 내에 국한되는 결과이기는 하나, 자동차 페달 작동 시 운전자의 발꿈치 부분에 적절한 보조 발판을 사용하면 하지근육에 부하를 감소시킬 수 있는 가능성이 크다는 것을 의미한다.

이 결과는 시제품을 사용했던 연구(김정룡 외 2인, 2003) 결과에 비교해 볼 때, 근육피로도 패턴은 유사한 반면, 발목과 무릎의 회전 각도는 다소 늘어난 경향을 보였다. 이러한 차이는 기존연구에서 시제품의 구조가 복잡한 기계적 부품으로 만들어져 발생하는 차이라고 판단된다. 다시 말해, 이전의 시제품의 경우 페달을 누르는 힘을 얻기 위해 엉덩이 관절 부위의 근육을 사용한 반면(hip flexion), 본 연구에서 사용된 보조 발판의 경우, 주변관절의 도움 없이 페달 작동을 발목이나 무릎 근육만으로 수행한 것이 관찰되었다.

반면에 본 실험에서는 이전 시제품을 사용할 때 발견되지 않았던 발목 각도의 증가현상이 관찰되었다. 그러나 이러한 작은 회전 동작의 증가는 근육의 활동도나 피로도의 증가로 연결되어지지 않았다. 이와 같이 피로도가 증가되지 않은 이유는, 본 연구 결과에 기초해 볼 때, 발목이 보조 발판에 의해 적정 각도로 조정됨으로써, 발목 주변 근육의 길이가 resting length에 가까운 상태를 유지하게 되었기 때문일 것으로 추정된다. 실제로 보조 발판은 기존의 페달 시스템에서 요구되던 발목의 과도한 plantar flexion을 줄여주고 발목 각도를 가장 자연스러운 상태로 유지시켜 주는 역할을 한다. 또한 근육은 이러한 상태에서 근역학적으로 최대힘을 낼 수 있는 상황이 이루어진다. 그러므로 위에서 언급한 바와 같이, 보조 발판이 제공할 수 있는 효과는 근육의 사용 효율을 높여주는 역할을 한다고 설명할 수 있다.

이러한 보조 발판이 현장에 적용된다고 가정했을 때, 급제동시 브레이크 페달 오작동에 의한 사고유발 가능성이 토의되었다. 그러나 이러한 우려는 운전자 발의 뒤꿈치 부분이 보조 발판에 걸려 전방이동을 방해받을 경우에 가능한데, 현재의 보조 발판의 형태는 이러한 우려를 예상하고 발꿈치가 걸리지 않도록 설계되어 있어 실제적인 위험요소가 크지 않

다고 판단된다. 그러나 보다 근본적인 우려는 기존의 페달에 익숙해 있는 운전자가 심리적인 불편함을 가지고 있을 경우 위급상황에서 예기치 못했던 돌발적인 행동을 유발할 수 있다는 것이다. 그러므로 어떤 이유에서든지, 추후 급제동시 안전도를 확보할 수 있는지를 검토하는 것은 매우 중요한 일이다.

결론적으로, 본 연구 결과는 인체공학적 보조 발판이 장시간 운전자나 하지근육이 약화된 장애 또는 고령 운전자에게 피로를 감소시킬 수 있는 효과가 있을 수 있다는 것을 보여주었다. 그러므로 위에서 언급한 안전도의 문제나 운전자들의 심리적 이질감의 문제를 해소해 나갈 수 있다면, 보조 발판은 장시간 운전자나 하지근육이 약화된 고령자나 재활환자들의 운전을 도와줄 수 있는 인간공학적인 보조 도구로 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

참고 문헌

통계청, 행정구역(시도)별 자동차 등록 대수 1966-2003.2. <http://www.nso.go.kr/>
 통계청, 운수업 종사자수 1980-2001. <http://www.nso.go.kr/>
 김정룡, 서경배, 박형진. 인체공학적 자동차 페달의 평가를 위한 근육피로도 및 족압 측정, *대한인간공학회 추계학술대회*, 173-177, 2003.
 정명철, 김정룡. 근육피로도 분석 시 사용되는 매개변수들간의 민감도 비교 연구, *대한인간공학회 추계학술대회*, 406-413, 1997.
 정인혁. *사람해부학* (3rd ed) 아카데미서적, 2001.
 Basmajian, V. and Luca, C. J. *Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography. (fifth ed.)*, Williams & Wilkins, 1995.
 Proakis, J. G. and Manolakis, D. G., *Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications (3rd ed)*, Prentice Hall Inc, 1996.
 Olson, T. R., A.D.A.M. *Student Atlas of Anatomy*. Williams & Wilkins, 1996.
 Marras, W. S., *Preparation, Recording and Analysis of the EMG Signal*, Trends in Ergonomics/Human Factors IV, Elsevier Science Publishers B. V., pp 701-707, 1987.

● 저자 소개 ●

❖ 김정룡 ❖
 한양대학교 기계공학과 졸업
 Ohio State Univ. 산업공학 석사
 Ohio State Univ. 산업공학 박사
 현 재: 한양대학교 정보경영공학과 교수
 관심분야: 생체역학, 인지공학, 인체공학적 제품설계

❖ 서 경 배 ❖

한림대학교 의학과 졸업

재활의학과 전문의

현 재: 한림재활의학과 원장

현 재: (주)에드보우 대표이사

관심분야: 재활의학, 체형의학, 인체공학적 제품 개발

논 문 접 수 일 (Date Received) : 2005년 08월 04일

논문게재승인일 (Date Accepted) : 2005년 11월 01일