열차 운행 중인 기관사의 각성상태 분석에 관한 연구

A Study Concerning Analysis of Arousal State of locomotive Engineering During Operating Train

양 희 경* · 이 정 환** · 이 영 재*** · 이 재 호§ · 임 민 규§ · 백 중 현§§ · 송 용 수†
(Heui-Kyung Yang · Jeong-Whan Lee · Young-Jae Lee · Jae-Ho Lee · Min-Gyu Lim ·
Jong-Hyen Baek · Yong-Soo Song)

Abstract - The study for the passenger's comfortableness of vehicles and the arousal of car drivers has been done widely. On the other hand, there are few studies for the locomotive engineers. Human error means that the mistakes made by human, recently it receives attention in the field of safety engineering and human engineering. Comparing the operating condition of train with car, because of the simplification of the visual stimulus, the arousal level on the train goes down easily. The arousal level down makes judgement down, the accident risk from human error is getting bigger. In this study, we measured bio-signals(ECG, EDA, PPG, respiration and EEG) from 6 locomotive engineers to evaluate their arousal state while they operated the train. Also we recorded the 3 axes acceleration signal showing the vibration state of train. Also, the existence of tunnels were simultaneously measured. At the station section where the train speed goes down, the size of vector's sum decreases because of reduced vibration. Beta component in EEG tends to increase at the entering point of each station and tunnel. It is due to the arousal reaction and tension growth. The mean SCR(skin conductance response) was more increased in neutral section. As the button control movement (body movement) increases in the neutral section, it is appeared that SCR increase. RR interval tends to gradually increase during train operation for 1 hour 40 minutes. However, It tends to sharply decrease at the stop station because strong concentration needed to stop train on the exact point. The engineer's arousal reaction can be checked through analysing the bio-signal change during train operation. Therefore, if this analysing result is adopted to the sleepiness prevention caution system, it will be useful for the safety train operation.

Key Words : Locomotive engineering, Arousal state, Bio-signal, ECG(electrocardiogram), EDA(electro dermal activity, EEG(electroencephalogram)

1. 서 론

2005년 통계에 따르면 한국 교통사고의 60% 이상이 부주의에 의한 것이며, 일본의 1998년 통계에 따르면 차량 충돌 사고의 89%가 운전자 실수에 관련되어 있다고 한다[1]. 특히 지난 10년간 우리나라의 철도직원 직무사고 약 740건 중 90%는 본인 부주의에 의한 것으로 보고되고 있다[2]. 그러나 탈 것에 대한 승객의 승차감, 자동차 운전자의 졸음, 각성 등에 대한 연구[1, 2]는 폭넓게 이루어지고 있는 반면 열차 기관사에 대한 연구는 거의 전무하며 시뮬레이션 실험에 국한되어 있다[3]. 인적오류(human error)는 최근 인간공학이나 안전공학에서 주목받고 있는 분야이다. 인적오류는 열차 등을 조작하는 사람의 실수를 뜻하는데 오인, 착각, 지레

짐작, 부주의 등이 있다. 열차의 경우, 사소한 실수가 큰 사고로 연결되므로 선진국에서는 인적오류를 줄이기 위한 다양한 대책들을 강구하고 있다[5]. 열차의 운행조건은 자동차와 비교하면 시각자극의 단순화로 인한 각성수준 저하가 유발되기 쉽다. 각성 저하는 판단력 저하로 이어지며, 휴면 에러에 의한 사고 위험성이 증가하게 된다. 또한 밀폐된 운전 공간에서는 이산화탄소가 증가하고, 산소가 감소하게 되면서 산소부족으로 인한 졸림 현상이 나타나게 된다. 특히 산소 섭취가 부족하게 되면 피로가 유발되며 주의력, 기억력, 의사 결정 등의 뇌기능 변화를 초래할 수 있다고 한다[4].

정신적 작업부하를 반영하는 생체신호는 뇌파(EEG, electroencephalogram), 심전도(ECG, electrocardiogram) 등이 있다. 각성상태를 반영하는 생체신호로는 피부전도도(EDA, electro dermal activity), 피부온도(SKT, skin temperature) 등이 있다. 일반적으로 심박변동율(HRV, heart rate variability)은 긴장, 스트레스를 잘 반영하는 생체신호이다. 정신적 작업부하가 높은 스트레스 상태에서는 심박수는 휴식에 비해 증가하며, 뇌파의 베타파 성분은 증가한다[6, 9-12]. 피부전도도는 발한 현상을 측정하는 것으로, 긴장 상태나 각성상태에서는 전반적으로 증가하고, 각성수준이 상당히 저하된 수면 중에는 0에 가까운 값을 나타낸다. 또한 움직임에 따라 값이 증가, 또는 감소하면서 외부자극에 대한

* 정 회 원 : 강동대학교 보건의료공학과 강의전담교수

** 정 회 원 : 건국대학교 의공학학부 조교수

*** 정 회 원 : 건국대학교 의공학학부 박사과정

§ 준 회 원 : 건국대학교 의공학학부 석사과정

§§ 정 회 원 : 한국철도기술연구원 선임연구원

† 교신저자, 정회원 : 한국철도기술연구원 선임연구원

E-mail : adair@krii.re.kr

접수일자 : 2012년 4월 22일

최종완료 : 2012년 5월 25일

신체의 반응을 반영한다고 한다[2, 8]. 호흡의 깊이, 간격 등으로부터 흥분, 이완상태를 알 수 있다. 지침맥과로부터 혈관수축을 보기도 하지만, 심전도 대신 맥파로부터 자율신경계 활동 지표를 추출하기도 한다.

본 연구에서는 열차 운행 중인 기관사의 생체상태를 평가하기 위하여 6명을 대상으로 생체신호를 측정하였다. 심전도, 피부전도도, 호흡, 지침맥과 및 뇌파를 측정하면서 동시에 열차의 진동 상태를 알 수 있도록 3축 가속도 신호, 터널 유무를 기록하였다. 충북선 누리호 열차 운행 중 제천-전의 상하행 구간 약 1시간 40분간의 신호를 측정하였다. 기관사의 열차 운행 중 생체신호 변동을 분석하여 장시간의 단조로운 주행으로 인해 유발될 수 있는 각성상태 저하를 평가함으로써 안전알arm시스템 즉 졸음방지 알arm시스템에 접목시켜 안전운행에 유용하게 활용할 수 있을 것이다.

2. 실험 및 분석

2.1 실험 프로토콜

표 1 실험 프로토콜

Table 1 Experiment protocol

시간	내용	비고
08:00	제천 도착, 실험 세팅	10분
08:30	출발 전 레퍼런스 측정	
09:00	제천역 출발	신호측정, 설문지
10:46	전의역	
10:55	실험장치 정리 천안역 도착	
	휴식	
18:00	천안역 출발 전 레퍼런스 측정	뇌파 제외 (10분)
19:06	천안역 출발(뇌파 센서 부착)	
19:18	전의	신호측정, 설문지
21:00	제천역 도착

그림 1 신호 측정 구간

Fig. 1 Section of Measuring signals

2.2 실험장비 및 생체신호 측정용 센서 부착

그림 2 실험장비 구성

Fig. 2 Equipment for measuring signals

그림 2는 신호 측정용 장비 구성을 나타낸 것이다. 절연 구간에서는 전기 공급이 끊어지므로 UPS 배터리를 장착하였고, 열차의 진동 상태를 측정하기 위하여 열차 진행방향에 맞추어 3축 가속도 센서를 세팅하였다. 그리고, 가속도 센서 옆의 빨간색 스위치를 ON/OFF 상태로 하여 터널진입 유무를 기록하였다.

그림 3 생체신호 측정용 센서 부착

Fig. 3 Sensor attachment for measuring bio-signals

그림 3은 생체 신호 측정용 센서를 부착한 기관사를 보여 준다. 오른손은 열차 조종간을 조작하므로 EDA, PPG 센서는 왼손에 부착하였다. 벨트형 호흡센서는 흉부와 복부 가운데 위치에 부착하였으며, 심전도 센서는 Lead II 유도법으로 흉부에 부착하였다. 뇌파는 캡형 전극 중 4개의 센서(Fp1, Fp2, F7, F8)에서 신호를 획득하였다.

그림 4는 20초간 측정한 신호를 나타낸 것이다. 생체신호 8채널, 3축 가속도 3채널, 터널유무 신호 1채널, 총 12채널을 동시에 측정하였다.

그림 4 MP150, Acqknowledge ver 4.1로 동시에 기록한 측정 신호(20초)

Fig. 4 Measured signals with MP150 and Acqknowledge ver. 4.1 (20 sec)

2.3 측정 신호 분석

그림 5 측정 신호별 분석 구간

Fig. 5 Analysis section of measured signals

본 연구에서는 6명의 기관사를 대상으로 운행 중 생체신호를 측정하였으나, 분석에 부적합한 케이스를 제외한 4명의 데이터를 분석하였다. 생체신호 중 심전도, 피부전도도, 뇌파를 분석하여 기관사의 각성상태를 평가하였다.

그림 5는 측정 신호의 분석구간을 나타낸 것이다. 3축 가속도 데이터는 0.5초로 다운샘플링 한 후 벡터합을 구하였다. 뇌파는 30초를 분석구간으로 하여 주파수 대역별 백분율을 구하였다. 비교적 잡음이 적은 F7, 또는 F8로부터 주파수 성분비를 구하였고, Fp1 이나 Fp2로부터 눈깜박임 횟수를 추출하였다. 자율신경계신호는 4분 데이터를 분석구간으로 하였으며, 1분씩 이동하면서 관련 파라미터를 추출하였다(MATLAB 2010a, The MathWorks, Inc. USA). 추출된 파라미터는 표 1~표 3에 정의 및 내용을 설명하고 있다[8, 11-15].

2.3.1 뇌파

표 2 뇌파 관련 파라미터 정의 및 설명

Table 2 The definition and explanation of the parameters related with EEG

parameter	정의 및 설명
델타파 (4~8Hz)	기억력, 창의력, 집중력, 불안해소 등 관련
알파파 (8~13Hz)	긴장이완과 같은 편안한 상태에서 주로 나타나며, 안정되고 편안한 상태일수록 진폭 증가 눈을 감고 진정 상태에 있을 때 안정된 알파파가 나타나며, 눈을 뜨고 물체를 주시하거나 정신적으로 흥분하게 되면 알파파 억제
베타파 (13~30Hz)	주로 전두부에서 많이 나타나며, 모든 의식적인 활동(깨어 있을 때, 말할 때)을 할 때 나타남 불안한 상태나 긴장 시, 복잡한 계산처리 시에 우세
감마파 (30~50Hz)	정서적으로 더욱 초조한 상태이거나 추리, 판단 등의 고도의 인지정보처리와 관련 깊다고 보고됨

EEG는 뇌의 대뇌피질에서 발생하는 전기적 현상을 측정하는 신호이다. 많은 잡음들 때문에 해석하기 어렵다는 단점이 있지만 두뇌의 기본적인 기능을 알고자 할 때 필수적인 신호이다. 뇌파는 매우 복잡한 패턴으로 진동하는 파형형태로 보인다. 따라서 뇌파 파형 그대로를 시각적으로 관찰하기보다는 주파수에 따라 분류하는 파워 스펙트럼 분석을 이용한다. 어떤 연구자들은 low 알파, middle 알파, high 알파 등 더욱 세분화하여 분석하기도 하지만, 일반적으로 뇌파는 주파수의 범위에 따라 델타파(0.5~4Hz), 켄타파(4~8Hz), 알파파(8~13Hz), 베타파(13~30Hz), 감마파(30~50Hz)로 구분한다. 여기서 델타파는 신생아 또는 깊은 잠이나 혼수상태에서 두드러지게 나타나는데, 눈 깜박임이나 몸 움직임 등의 잡음과 주파수 대역이 거의 일치하므로 본 연구에서는 고려하지 않았다.

2.3.2 심박변동을

자율신경계는 체내외적인 환경변화에 대하여 내적 환경의 균형을 유지하는 역할을 하며 신체의 항상성 및 생명을 유지할 수 있도록 직접 관여. 일반적으로 동일한 장기에는 교감·부교감 신경이 함께 분포하여 길항작용을 함으로써 신체의 균형을 이루게 되는데, 자율신경계의 지배를 받는 장기 중에서 특히 심혈관계는 매우 중요하며 복잡하다. 심박변동이란 심장 박동의 주기적인 변화율을 관찰하여 질병의 유무를 판단하는 방법이다. 심박동과 심박동 사이의 간격(RRI, RR interval)은 끊임없이 변화하는데 특히 감정, 체온, 체위, 조명 등과 자율신경실조, 심혈관 질환, 신경병증, 스트레스, 노화 등이 영향을 주므로 연구자들은 이러한 변화를 관찰하여 의미 있는 질병의 상태를 확인하고자 하였고 이에 1996

년에는 유럽 심장학회와 북미 심조율 전기생리학회에서 심박변동율의 측정방법, 생리적 해석, 그리고 임상적 사용에 대한 표준이 제정하였다[8].

표 3 심박변동을 관련 파라미터의 정의 및 설명

Table 3 The definition and explanation of the parameters related with HRV

parameter	정의 및 설명
meanRRI	RR(NN) 간격의 평균
SDNN	RR(NN) 간격의 표준편차
BPM	분당 심박수
NN50	인접한 RR(NN) 간격이 50ms 이상의 차이를 가지는 경우의 수
pNN50	인접한 RR(NN) 간격이 50ms 이상의 차이를 가지는 경우의 수에 대한 백분율
RMSSD	표준편차의 평균 제곱근
SD1	T축 방향의 표준편차 (짧은 주기 성분)
SD2	L축 방향의 표준편차 (긴 주기 성분)
CSI	교감신경활동 반영 (cardiac sympathetic index)
CVI	부교감신경활동 반영 (cardiac vagal index)
absolute power LF	LF성분의 파워값(0.04-0.15 Hz), 교감신경계 활동 반영
absolute power HF	HF성분의 파워값(0.15-0.4 Hz), 부교감신경계 활동 반영
normalized power LF	정규화된 LF 성분비 (%)
normalized power HF	정규화된 HF 성분비 (%)
LF/HF ratio	정규화된 LF/HF비

그림 6 RRI tachogram (mean RRI=791ms)

Fig. 6 RRI tachogram (mean RRI=791ms)

그림 6은 RRI의 시간적 변동을 나타낸 것이다. 정상인의 경우, 인체가 받는 내부, 외부환경으로부터의 자극에 대응하기 위해 심박간격 변동 폭이 큰 반면, 자율신경실조증이나 심혈관계 이상을 동반하는 경우 변동이 아주 작게 나타난다. 그림 7은 가로축을 $RRI[n]$, 세로축을 $RRI[n+1]$ 로 나타낸

Lorentz plot(또는 Poincare plot)이다. L과 T는 각각 축 방향과 축의 직각방향으로 표준편차를 구하여 4배를 한 것이다. L/T는 심장교감활동 인덱스 CSI 그리고 $\log_{10}(L \cdot T)$ 는 미주신경활동 인덱스 CVI를 나타낸다. 이는 각각 교감, 부교감신경 활동을 반영하는 기하학적 파라미터이다[11].

그림 7 RRI시계열 데이터의 Lorentz plot (CSI=2.053, CVI=3.331)

Fig. 7 Lorentz plot of RRI time series data

Frequency Band	Peak (Hz)	Power (ms²)	Power (%)	Power (n.u.)
LF	0.0781	286	47.0	69.3
HF	0.1758	126	20.8	30.7
LF/HF ratio			2.258	

그림 8 심박변동율의 FFT 파워 스펙트럼 및 LF (0.04-0.15Hz), HF (0.15-0.4Hz) 주파수 대역 성분비

Fig. 8 FFT power spectrum of HRV and LF, HF component

그림 8은 FFT의 파워 스펙트럼을 나타낸 것이다. FFT 스펙트럼에서 LF 성분은 0.04-0.15 Hz, HF는 0.15-0.4Hz 주파수 범위를 가리킨다. 어떤 연구자들은 LF가 교감활동을 정량적으로 나타낸다고 하는 반면 교감과 미주신경활동 양측을 반영한다고 하는 주장도 제기되기도 한다[17]. HF 성분은 주로 미주신경 활동을 반영한다. LF/HF비는 정규화된 LF, HF 성분들의 비를 말하며, 교감신경활동에 반영되는 미주신경 밸런스를 나타낸다.

2.3.3 피부전도도

표 4 피부전도도 관련 파라미터의 정의 및 설명

Table 4 The definition and explanation of the parameters related with EDA

parameter	정의 및 설명
mean EDA	mean EDA level
NSCR	SCR 출현 횟수
mean SCR	mean amplitude of response
R time	maximal peak까지의 상승 시간

그림 9 피부전도도 및 SCR (200초)

Fig. 9 EDA and SCR (200 sec)

피부전도도는 땀이 났을 때 증가하는 피부의 전도성을 측정하며, 정신적 작업부하, 스트레스 또는 각성 평가에 유용한 지표로 사용된다. 피부전도도의 크기는 움직임의 정도에 따라 상승하고 하강하며, 또한 피부전도도로 각성수준을 측정할 수 있다. 또한 작업부하가 증가하면 땀샘 활동이 활발해지면서 피부의 전도성이 증가하게 된다. 일정구간의 평균 크기나 피크의 크기, 피크의 개수, 피크에 도달하는 시간 등을 분석하여 부하의 발생 빈도나 작업부하의 크기를 파악할 수 있다. 본 연구에서는 100Hz로 다운 샘플링한 후, 피부전도도 반응의 크기 등의 파라미터를 추출하였다.

3. 결 과

그림 10은 열차 운행 중의 진동상태, 터널 유무, 기관사의 뇌파 주파수 성분 및 절연구간 정보의 시간적 변동을 나타낸 것이다. 첫 번째 그림은 3축 가속도의 벡터합을 나타낸 것으로 상행 구간(제천→전의)의 데이터를 나타낸 것이다. 역 구간에서는 열차의 진동이 줄어들면서 진폭이 들어드는 것을 알 수 있다. 두 번째 그림은 터널 유무를 ON/OFF 스위치로 나타낸 것으로, 터널에 진입하면 OFF로 표시하였다. 봉양-충주, 음성-증평 구간엔 다수의 터널이 존재하는 것을 알 수 있다. 뇌파 주파수 성분 중 특히 베타파 성분은 정차 역에서 출발하면서 급격하게 증가하였다. 이는 열차 운행 중의 환경변화의 영향을 가장 잘 반영하는 것으로 나타났다.

그림 11은 열차 운행 중인 기관사의 피부전도도 파라미터를 나타낸 것이다. 열차의 진동상태나 정차 구간 진입, 출발 등의 환경변화에 대해서는 특이적인 반응이 나타나지 않았다. 반면 절연구간과 SCR의 크기 변동이 개연성을 보였다.

그림 10 열차 운행 중 기관사의 뇌파 주파수 성분별 변동 (1번째 : 가속도 벡터합, 2번째 : 터널유무, 마지막-페이스 마크 : 절연구간)

Fig. 10 Engineer's EEG parameter change in time sequence during the train operation : 1st-vector sum of 3 axes acceleration data, 2nd-tunnel existence data, EEG parameters and face mark-neutral section

그림 11 열차 주행 중 기관사의 피부전도도 파라미터의 변동 (1번째 : 가속도 벡터합, 2번째 : 터널유무, 마지막-페이스 마크 : 절연구간)

Fig. 11 Engineer's EDA parameter change in time sequence during the train operation : 1st-vector sum of 3 axes acceleration data, 2nd-tunnel existence data, EDA parameters and face mark-neutral section

그림 12 열차 주행 중 기관사의 심박변동율 파라미터의 시간적 변동 (1번째 : 가속도 벡터합, 2번째 : 터널유무, 마지막-페이스 마크 : 절연구간)

Fig. 12 Engineer's HRV parameter change in time sequence during the train operation : 1st-vector sum of 3 axes acceleration data, 2nd-tunnel existence data, HRV parameters and face mark-neutral section

그림 12는 심박변동율에서 추출한 파라미터를 나타낸 것이다. 운행시간이 흐를수록 점차 심박간격이 길어지지만, 각 정차 역 구간에서는 급격하게 간격이 감소하였다가 다시 증가한다. RRI 및 여러 추출 파라미터의 변동을 아래에 나타내었다. 4명의 기관사로부터 획득한 RR 간격과 나머지 심박변동율 파라미터들의 상관계수를 구하여 파라미터들간의 관련성을 알아본 결과, 상행에서는 SD2, CSI, nLF, LFHF ratio를 제외한 나머지, 하행에서는 nLF를 제외한 나머지 파라미터가 0.6 이상의 높은 값을 나타내었다(SPSS ver. 12).

4. 검토 및 결론

본 연구는 열차 운행 중인 기관사의 각성상태를 평가하기 위하여 자율신경계, 중추신경계 생체신호 그리고 운행 환경 정보 즉 열차의 진동상태 및 조도의 급격한 변화가 발생하는 터널 유무 여부를 동시에 측정하였다. 상하행선 동일 기관사에 대해 측정이 이루어졌으며, 총 6회 실험이 수행되었다. 그 중 4회 실험데이터에 대한 분석이 이루어졌다.

생체신호 분석 결과, 뇌파의 여러 주파수 성분 중에서 베타파가 정차 역에서 출발하는 시점에 급격하게 증가하였다. 긴장, 또는 두뇌활동이 활발해지면서 베타파 성분이 증가하는 경향을 보인 것은 정차 역에서 출발하면서 속도 조절 등의 열차 운행에 필요한 조건간 조작에 집중을 하게 되므로 각성도 역시 증가된다는 것을 의미한다. 또한 터널 구간 역시 베타파가 급격하게 증가하는 구간과 일치하는 경향을 보인다. 터널을 통과하여 외부로 나오게 되면서 급격한 밝기 변동이 발생하게 되어 각성상태에 영향을 미친 결과가 뇌파에 반영된 것이다. Fp1 또는 Fp2에서 눈감박임 횟수를 추출하였으나 열차 운행 조건이나 환경 변화의 영향은 나타나지 않았다. 이는 열차 운행은 큰 자극이 없는 단조로운 작업에 해당되며 시각피로 등의 작업부하가 단시간에 유발되지 않았기 때문으로 보여 진다. 실험 전후의 설문 결과에서 또한 기관사는 운행 후 피로감이 거의 증가하지 않은 것으로 나타났다.

피부전도도의 여러 파라미터 중 특히 평균 피부전도도 레벨과 SCR 크기는 유사한 경향을 보였으며 특히 SCR이 신체 움직임에 대해 더욱 큰 반응을 보였다. 절연구간 즉, 버턴 조작(기관사는 반드시 절연구간에서 특정 버턴 조작을 해줌)이 늘어난 구간에서 SCR이 크게 증가하는 경향이 나타났다. SCR의 발생빈도는 놀람, 각성 빈도와도 관련이 있다는 보고가 있으나 본 실험에서는 발생빈도와의 연관성은 찾을 수 없었다.

심전도로부터 RR 간격을 추출하여 심박변동율 파라미터의 시간적 변동을 관찰하였다. 운행 시간 전반에 걸쳐 점차 RR 간격이 길어지는 경향이 나타났다. 이것은 시간이 갈수록 긴장도가 점차 낮아지면서 심박동이 느려지는 것을 의미한다. 그렇지만 정차 역 구간에서는 RR 간격이 급격하게 짧아지는 경향을 보였다. 이는 정차 역으로 들어서면서 정확한 위치에 열차를 멈추기 위해 점차 속도를 줄여가야 하는, 상당한 긴장을 필요로 하는 작업이 요구되기 때문이다. 심박변동율은 자율신경계 즉 교감신경과 부교감신경계의 상반된 작용의 영향을 받는다. 정신적 부하나 스트레스, 긴장 등의 상태에서는 심박수가 증가하므로 심박간격이 감소하게 된다.

승용차나 특히 열차 실험은 실험 중 위험부담 때문에 시뮬레이터를 이용하는 경우가 많다. 시뮬레이터를 이용한 실험은 위험부담이 없고 동일한 조건의 제시가 용이하지만 실제 상황과는 다르므로 실험결과에 있어 차이가 발생할 수 있다. 본 실험은 실제 운행 중인 기관사의 생체신호를 측정하였다는 점에서 큰 의미가 있다. 특히 본 실험을 수행하기에 앞서 철도청에 협조를 요청하였으며 실험장비의 세팅은 열차 운행 전이나 운행을 멈춘 상태에서 실시하는 등 기관사의 운행 업무에 불편함이 없도록 주의하였다. 기관사 4명의 신호로 분석한 결과로부터 정량적인 결과를 충분히 제시하지는 못하였으나, 주행 환경으로부터 영향을 크게 받는다는 결론을 얻을 수 있었으며 피험자 수를 늘린다면 보다 객관적인 결과를 얻을 수 있을 것이다.

본 실험에서 추후 보완해야 될 점은 절연구간, 터널 유무에 대한 정보를 수동으로 입력하게 되므로 측정 신호에 시간차가 존재한다는 것이다. 이는 추후 조도계를 이용하여 밝기 정보를 기록하고, 절연구간에서의 기관사의 몸 움직임은 가속도 센서 등을 몸에 추가적으로 부착함으로써 보완할 수 있을 것이다. 일상적인 상황에서의 신호측정을 위해서는 무구속, 무접속 시스템의 개발 및 활용이 필요할 것이다.

밀폐된 공간에서의 산소, 이산화탄소 등의 환경 요소가 운전자의 각성상태에 영향을 미친다[16]. 본 연구는 열차 운행 중에 발생하는 밝기 환경 정보에 초점이 맞추어져 있으나, 실내 환경은 졸음, 각성에 큰 영향을 미치는 중요한 요인이므로 추후 기관실 내의 산소, 이산화탄소 등의 환경 측정이 요구된다. 또한 주행환경에 대한 정보 즉, 건널목에서 경고음을 울린다거나 철도가 휘어지는 구간 등에 대한 보다 세밀한 기록 및 분석이 필요할 것이다. 또한 본 실험의 실험조건의 경우, 상행과 하행이 같은 구간을 운행하지만 시간조건의 상이성으로 인해 밝기 환경이 전혀 다르다는 점을 고려하여 상행과 하행에 있어 분석방법에 차별성을 두어야 할 것이다. 이러한 다양한 정보를 바탕으로 보다 기관사의 각성상태를 객관적으로 측정, 분석함으로써 안전운행 알람시스템 등에 적용이 가능한 졸음, 각성상태에 관한 기준을 마련할 수 있을 것이다. 그리하여 운전자의 각성수준 저하 정도를 분석하여 사고능력의 저하, 반응시간 지연 등 위험 정도에 맞추어 경고를 줄 수 있는 시스템 개발에 활용할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 2012년도 한국철도기술연구원(KRRI)의 지원에 의하여 수행된 위탁과제연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] J. Y. Kim, C. H. Jeong, J. M. Woo, M. J. Jeong, J. H. Park and D. H. Jung, "Driving Workload Analysis Using Physiological Signal In Highway", Korean Society for Automotive Engineers, pp. 2117-2123, 2011.
- [2] J. Y. Kim, J. S. Park and S. Y. Yoon, "Assessment of Driver's Emotional Stability by Using Bio-signals", Journal of the Ergonomics Society of Korea, vol. 30, no. 1, pp.203-211, 2011.
- [3] H. Y. Jang, J. H. Jang, T. S. Kim, C. S. Han, J. S. Han and J. Y. Ahn, "A Study on Driver's Physiological Response in Train Simulator", Journal of the Ergonomics Society of Korea, vol. 25, no. 4, pp.129-135, 2006.
- [4] E. J. Sung, B. C. Min, H. J. Jeon, S. C. Kim and C. J. Kim, "Influence of Oxygen Rate on Driver Fatigue during Simulated Driving", Korean Society for Emotion & Sensibility, vol. 5, no. 1, pp. 71-78, 2002.
- [5] T. Nakata, "Human Error", <http://www015.upp.so-net.ne.jp/notgeld/humanerror.html>
- [6] D. H. Moon and Y. W. Kim, "The Effect of Stress Reduction of Human Body by the Vibroacoustic Equipment", The Korea Society for Power System Engineering, vol. 11, no. 2, pp. 32-37, 2007.
- [7] C. H. Perala and B. S. Sterling, "Galvanic Skin Response as a Measure of Soldier Stress", Army Research Laboratory, 2007.
- [8] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart rate variability - Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", European Heart Journal 17, pp. 354 - 381, 1996.
- [9] H. Taketsu, M. Munakata, O. Ozeki, K. Yokoyama, Y. Watanabe and K. Takata, "An Evaluation of the Quantitative Relationship between the Subjective Stress value and Heart Rate Variability", Transactions of the Institute of Electrical Engineers of Japan, vol. 120-C, no. 1, pp. 104-110, 2000.
- [10] A. Murata, "Measurement of mental workload by heart rate variability indexes", Ergonomics vol. 28, no. 2, pp. 91-98, 1992.
- [11] M. Toichi, Y. Kubota, T. Murai, Y. Kamio, M. Sakihama, T. Toriuchi, T. Inakuma, A. Sengoku and K. Miyoshi, "The influence of psychotic states on the autonomic nervous system in schizophrenia", International Journal of Psychophysiology 31, pp. 147-154, 1999.
- [12] H. K. Yang, J. W. Lee, Y. J. Lee, K. S. Kim, K. H. Lee and H. J. Choi, "HRV Evaluation under Stress Condition by Using Patch Type Bipolar Heart Activity Monitoring System", Korean Society for Emotion and Sensibility, vol. 12, no. 2, pp. 161-168, 2009.
- [13] A. Rechtschaffen and A. Kales, "A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects", Washington, DC : Public Health Service, U.S.

Government Printing Office, 1968.

- [14] D. C. Fowles, M. J. Christie, R. Edelberg, W. W. Grings, D. T. Lykken and P. H. Venables, "Committee Report - Publication Recommendation for Electrodermal Measurement", Psychophysiology vol. 18, no. 3, pp. 232-239, 1981.
- [15] Y. Shimomura, T. Yoda, K. Sugiura, A. Horiguchi, K. Iwanaga and T. Katsuura, "Use of Frequency domain analysis of Skin Conductance for Evaluation Mental Workload", Japan Society of Physiological Anthropology 27, pp. 173-177, 2008.
- [16] "Development of driver fatigue reduction system", Report M1-9817-02-004, 2000.
- [17] R. McCraty, M. Atkinson, W. A. Tiller, G. Rein, and A. D. Watkins, "The Effect of emotions on Short-Term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability", The American Journal of Cardiology, vol. 76, 1995.

저 자 소 개

양 희 경 (梁 熙 卿)

1992년 인제대학교 의용공학과 졸업
1995년 가나자와대학 대학원 석사 2001
년 동대학원 박사
2012년~현재 강동대학교 강의전담교수

이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업
1994년 동대학원 석사
2000년 동대학원 박사
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 부
교수.

이 영 재 (李 映 在)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업
2010년 동대학원 의학공학부 석사
2010년~현재 동대학원 박사과정

이 재 호 (李 在 鎬)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
2012년 동대학교 의학공학부 석사과정

임 민 규 (林 敏 奎)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
2012년 동대학교 의학공학부 석사과정

백 종 현 (白 宗 鉉)

1995년 전북대학교 제어계측공학과 학사,
1997년 광주과학기술원 메카트로닉스공
학과 석사, 2009년 전북대학교 메카트로
닉스공학과 박사, 1997년 ~ 현재 한국철
도기술연구원 지능형도시철도제어연구실
선임연구원

송 용 수 (宋 容 守)

2002년 연세대학교 석사 졸업
2007년 연세대학교 박사 수료
2007년~현재 한국철도기술연구원 선임
연구원.