

기관사의 각성상태 평가를 위한 소형 피부전기활성도 측정 시스템 개발

Development of the Electrodermal Activity Monitoring System for the Evaluation of Train Driver's Arousal State

임 민 규* · 이 영 재** · 이 강 휘** · 강 승 진*** · 김 경 남*** · 박 회 정*** · 양 희 경**** · 이 정 환†
(Min-Gyu Lim · Young-Jae Lee · Kang-Hwi Lee · Seung-Jin Kang · Kyeong-Nam Kim
· Hee-Jung Park · Heui-Kyung Yang · Jeong-Whan Lee)

Abstract - Typically, studies through the simulation system have been progressed, because the evaluation of the driver's arousal state about the service of a actual train has risk of safety for the driver. When configured event same as the real in simulation system, the ability to cope with an accident situation may be the same each other. But the difference in the state of tension or arousal will occur. In this study, requested to cooperate with the railways in order to escape from these constraints, and the target of the experiment was to real engineer service. I was set about experiment when the train was stopped as safe as possible. As a result, the beta wave of EEG signals that representing complex calculations or anxiety is increased rapidly on the basis of a flag station from at the time of departure. The size of the electrodermal activity signal in response to movement of the body gave a noticeable. In terms of HRV, if the train approach a flag station gradually and the R-R interval is narrowed. So that the driver can be estimated as arousal state. In accordance with this study, if the quantitative standard of arousal state be based on the driver's biosignals will provide, it will be able to take advantage of development the system that would prevent train accidents caused by human error.

Key Words : Arousal State, EEG(electroencephalogram), HRV(heart rate variability), EDA(electrodermal activity)

1. 서 론

근래에는 감성에 관한 연구가 운동, 수면, 음악, 치료, 경보 등 다양한 분야에 접목되어 활발히 진행되고 있다[1-3]. 그 이유 중 하나는 감성상태를 평가함으로써 일상생활에서의 건강 및 안전을 위한 시스템을 개발하기 위함이다. 2011년 통계자료(경찰청)에 따르면, 매월 우리나라에서 발생하는 차량교통사고의 90% 이상이 운전자의 부주의에 의한 것으로, 전체 교통사고 발생 수는 줄어드는 반면 인적오류로 인한 사고율은 여전히 높은 것으로 나타났다[4]. 또한 한국철도통계에서는 2002년부터 2012년까지 매년 전체 철도 운전사고 발생 수에 대해 운전자의 폐색취급위반, 신호취급위반 등 위법행위로 인한 안전사고 발생율이 평균 20.6%에 달하는 것으로 나타났다. 지난 2002~2012년간 발생한 철도교통사고는 평균 412건, 그 중 열차의 결함으로 인한 사고를 제외한 건널목 및 사상사고는 평균 407건에 이른다.

더불어 여객사고에 대한 배상액 또한 매년 수억에서 수십억에 이른다[4]. 이에 따라 운전자들로부터 인적오류로 인한 안전사고를 예방하기 위해 각성상태 평가 시스템 관련 연구가 활성화되고 있다[5]. 운전자에 대한 각성상태 평가를 통해 각성도가 저조해지는 시점을 검출하고 운전자에게 알려준다면 사고발생율의 감소와 불필요한 재산 손실을 막을 수 있을 것으로 기대할 수 있다. 이에 각성상태 평가를 통해 안전사고예방 시스템을 구축하기 위한 첫걸음으로 생체신호데이터의 누적과 분석이 필요하다. 이러한 각성상태를 평가하기 위해서는 다양한 생체신호 중 대표적으로 뇌전도를 이용한다. 본 연구에서는 제천역~천안역 구간의 누리로 실제 열차 기관사 7명을 대상으로 사고와 판단, 기억 등 감성상태의 지표가 되는 뇌전도와, 흥분과 안정 상태를 나타내는 자율신경의 땀 반응 즉, 피부전기활성도(EDA, Electrodermal Activity) 그리고 긴장과 스트레스에 대한 근거를 찾을 수 있는 심전도의 심박변동율에 초점을 두고 연구를 진행하였다. 먼저, 기관차 운전 조작의 편의성을 위해 만지타입의 건식 EDA전극과 그에 맞는 모듈을 제작, 기존 페치타입의 EDA측정모듈과 비교 및 상관성을 검토하고자 한다. 그리고 운전 여건 및 상황에 따른 뇌전도의 변화를 분석하여 그 특성을 파악한 후, 뇌전도의 변화를 기반으로 EDA 및 심전도와의 연계성을 찾아 그 특성을 알아내고자 한다. 최종적으로 각성상태 평가의 정확성을 높이기 위하여 EDA와 광용적맥파 신호를 이용한 열차사고 예방시스템 활

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

E-mail: jwlee95@kku.ac.kr

* Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

** Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

*** Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

****Biomedical Engineering, GangDong University, Korea.

Received : May 23, 2014; Accepted : August 21, 2014

용 가능성을 고찰하고자 한다.

2. 피부전기활성도 측정 시스템

2.1 손목 착용 형태의 EDA 모듈 구성 방법

피부전기활성도는 전류의 흐름이 직접적으로 관여하므로 피부전기활성도가 낮은 쪽으로 편중되는 경우 전원노이즈를 포함한 외부 잡음에 취약하게 된다. 이에 본 연구에서는 노이즈를 차단하기 위해 차동입력을 이용함과 동시에 아날로그 데이터 전송 거리를 최소화하기 위한 방안으로 반지타입 전극 그 위에 소형화된 생체신호 측정단 회로를 구성하였다. 전극에서 얻은 신호는 증폭시켜 피부전기활성도의 신호 대역에 적합한 필터를 통과시킨 후, MCU 모듈로 데이터를 전송하도록 하였다. 그리고 피험자의 운전 조작에 따른 생체신호변화를 예측하기 위한 가속도센서를 부착하였다. 또한, 착용감 개선을 위해 블루투스를 이용한 무선 통신 방식을 구성하였다.

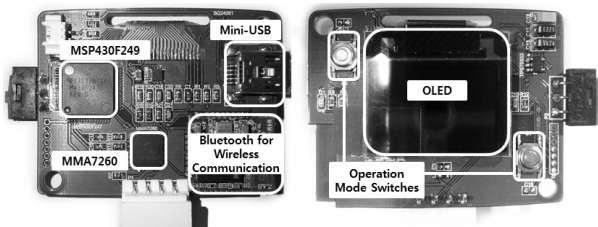


그림 1 반지타입 전극을 위한 EDA 모듈의 실제 이미지
Fig. 1 EDA module for ring-type electrodes

그림 1은 반지타입 전극을 위한 EDA 모듈을 나타낸다. MSP430F249(Texas Instruments, USA)는 본 EDA모듈에 채택한 MCU이다. 컨넥터 부분을 통해 반지타입 전극 모듈에 전원을 공급하고, 전극 모듈에서 들어오는 EDA 아날로그 신호를 MCU에서 받아들인다. 열차 기관사의 각성상태에 대한 원인을 보다 더 명확히 분석하기 위하여, 가속도센서를 통해 x, y, z의 3축에 대한 가속도데이터를 함께 받는다. MCU에서는 받은 EDA와 가속도 데이터를 S/W로 설계한 버퍼에 담아, 블루투스를 통해 노트북으로 무선 전송되도록 구현하였다. 이 모듈의 전체적인 전원은 mini-USB를 통해 배터리를 충전하여 휴대용으로 측정가능하다. 배터리는 3.7V에 470mAh Li-Polymer 모델로 만충 시 약 9시간의 지속시간을 갖는다.

2.2 피부전기활성도 측정 증폭단의 소형화

그림 2는 피부전기활성도 측정 모듈의 증폭단을 분리하여 제작한 전극을 블록도로 나타낸 것이다. 피부전기활성도는 일반적으로 SRR(Skin Resistance Response)와 SRL(Skin Resistance Level)을 분리하여 측정한다. 그 이유는 피험자마다 다른 평균피부저항을 동일한 시스템의 알고리즘에 적용시키기 위해, 느리게 변화하는 DC레벨의 신호인 SRL을 기반으로 자율신경계에 지배되어 빠르게 변화하는 SRR 신호를 분석하기 위함이다.

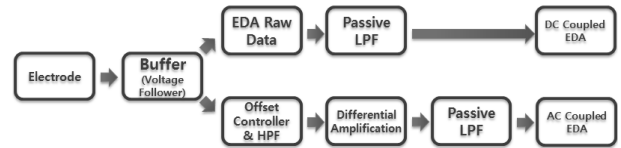


그림 2 반지타입 EDA 모듈의 측정단 블록도
Fig. 2 Measurement unit block diagram of the EDA module

2.2.1 전압 팔로워 회로

피부전기활성도는 외부전원을 스스로 이용하므로, 다른 생체신호에 비해 측정되는 신호의 크기가 충분하다는 장점이 있으나, 블루투스를 통해 데이터를 전송하기 위한 순간 소모 전류량이 크기 때문에 주기적으로 피부전기활성도의 크기 감쇠가 생긴다. 이를 보완하기 위해 디지털 버퍼 역할을 하는 전압 팔로워 회로를 구성하였다. 전압 팔로워는 gain은 1이지만 전류가 증폭되어, 입력된 전압을 전압 강하 없이 출력전압으로 보낼 수 있다.

2.2.2 filter 및 offset 회로

본 연구에서는 피부전기활성도를 측정하기 위해 단전원 연산 증폭기를 사용하였다. 단전원 rail to rail 연산 증폭기는 회로 구성이 간결하지만 출력 전압이 스윙할 수 있는 최대 진폭이 그라운드를 기준으로 VCC전압까지 가능하므로 피부전기활성도가 0V 이하로 포화되면 관찰이 불가능하게 된다. 따라서 이러한 회로의 결함을 해결하기 위해서 약 0.05Hz의 극히 낮은 차단 주파수의 HPF를 설계하여 DC레벨의 신호를 제거하고, 오프셋전압을 약 1V로 띄워줌으로서 피부전기활성도의 급격한 하강 신호도 측정 가능하게끔 하였다. 각각의 SRR과 SRL의 마지막단에서 5Hz의 LPF를 설계하였다.

2.2.3 차동입력 증폭단 회로

그림 3에 나타난 차동입력 증폭회로는 공통입력신호를 제거하여 60Hz의 전원 주파수를 차단할 수 있다. EDA는 외부 전원 3.3V에서 직접 분배되므로 증폭률은 약 15배 정도로 하여, 다른 생체신호에 비해 비교적 낮은 증폭률을 사용하였다. 차동증폭 출력 끝단의 LPF에 대한 주파수응답은 그림 4에 나타내었다.

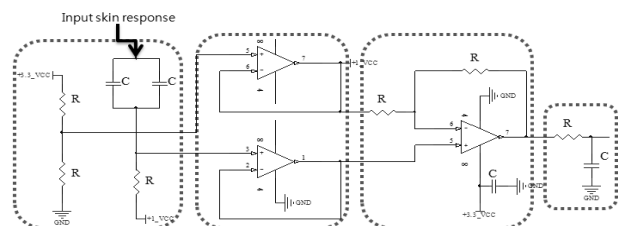


그림 3 차동입력 증폭단 회로 설계
Fig. 3 The differential input amplifier stage circuit design

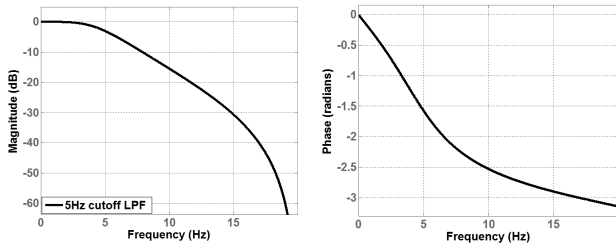


그림 4 차동 입력 증폭단 회로의 주파수 응답
Fig. 4 Frequency response of The differential amplifier circuit

그림 5는 제작한 모듈의 실제 모습을 나타낸다. 모듈 본체의 사이즈는 50×38×15mm이고, 반지타입 전극은 상단 20×12mm의 공간에 증폭단과 필터가 결합된다. 또한 기관사의 운전수행에 적합하도록, 전극과 모듈의 전원 및 데이터 전송은 유연한 와이어를 통해 인가·전송된다.

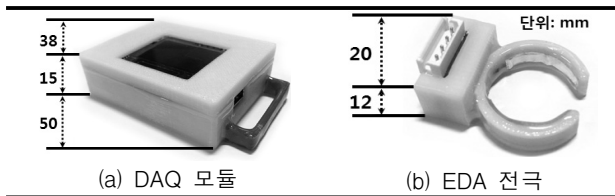


그림 5 반지타입 피부전기활성도 측정모듈
Fig. 5 EDA module of the ring-type electrodes

3. 실험 및 분석 방법

3.1 실험 프로토콜

제천역	충주역	음성역	청주공항	오송역	전의역	천안역	
9:00	09:29	09:48	10:14	10:32	10:46	10:59	휴식
							21:00
							20:33
							20:15
							19:49
							19:31
							21:00
							19:06

그림 6 누리로 기관사의 측정 구간에 대한 정보
Fig. 6 Information of the train operator's measurement interval

생체신호를 측정할 구간은 그림 6과 같다. 최초 제천역에서 생체신호 측정을 위한 장비를 운전실 내에 설치하고, 출발하기 전에 모든 전극을 부착하여, 운행 중인 기관사의 신호와 비교 및 대조할 레퍼런스 신호를 안정 상태에서 10분간 측정한다. 레퍼런스 측정이 끝난 후 설문지를 통해 기관사는 스스로 감성상태와 컨디션에 대해 평가한다. 제천역에서 발차가 이루어지면 기관사는 본래 업무대로 운영을 시작하며, 전의역에 도달할 때까지 생체신호 데이터를 누적하게 된다. 전의역에 도착하면 정차해 있는 동안 생체신호 측정 전극을 모두 제거한 후 장비를 재정비하게 된다. 천안역에 도착해서는 기관사의 운행시간에 맞춰 기숙사 내에서 충분한 휴식을 취하게 되며, 천안역에서 출발하기 30분 전 다시

하행선의 생체신호와 비교할 대조군 레퍼런스 측정을 한다. 측정이 완료되면 천안역에서 출발하여, 전의역에서 모든 생체신호 측정 전극을 부착한다. 그리고 전의역에서 제천역에 도달할 때까지의 생체신호를 측정하고 제천역에 도착하면 운행 후의 기관사의 컨디션에 대한 설문을 하게 된다. 실험 프로토콜에 대한 정보는 표 1에 나타내었다[6].

표 1 실험 프로토콜

Table 1 Experimental protocol

시간	내용	비고
08:00	제천역, 실험 세팅	
08:30	출발 전 레퍼런스 측정	10분
09:00	제천역 발차	생체신호측정 및 설문
10:46	전의역	실험장비 정리
10:55	천안역 도착 휴식	
18:00	천안역 출발 전 레퍼런스측정	10분, 뇌파 제외
19:06	천안역 발차(뇌파 센서 부착)	
19:18	전의역 발차	생체신호측정 및 설문
21:00	제천역 도착	실험장비 정리

3.2 실험 장비 및 센서 부착 위치

실험 장비는 운전실 내 환경 측정을 위한 공조 측정 장비와 조도계, 가속도계를 설치하였고, 생체신호 측정전용 DAQ모듈인 MP-150(BIOPAC system, USA)을 설치하였다. 센서 부착위치는 그림 7과 같다.



(a) 생체신호 측정 전극위치 (b) 운전실 환경 센서

그림 7 생체신호 측정 위치 및 운전실 환경센서 배치
Fig. 7 Bio-signal measurement environment

누리로 열차는 주로 오른손으로 운전 조작을 하므로 왼손에 EDA 모듈을 부착하였다. 심전도계는 사지유도방식에서 leadII 전극법으로 측정하였다. 본 연구에서는 각성상태의 변화를 분석하는데 초점을 두고 있으므로, 감성과 논리적 사고의 기능을 담당하는 전두엽에서 뇌파를 측정하고자 Fp1, Fp2, F7, F8위치에서 측정하였다. 생체신호는 조도나 온도와 같은 환경에 의해서도 변화가 일어나므로, 터널 유무에 대한 구분을 위하여 조도센서를 기관사의 시야방향으로 배치하였고, 열차의 흔들림을 측정하기 위한 3축 가속도센서 배치 및 운전실 내 이산화탄소량과 산소량에 대한 측정을 위한 공조 측정 장비 또한 배치하였다.

3.3 생체신호 분석 방법

본 연구에서는 뇌파의 4개 채널, 피부전기활성도, 심전도의 생체신호 및 3축가속도 그리고 조도를 측정하였다.

3축 가속도 데이터는 각 축에 대한 벡터의 합을 구하고, 뇌파는 30초 단위로 분석하여 주파수 대역 별 각 파라미터를 구하였다. 다른 뇌파 측정위치보다 비교적 피부노출이 쉬운 전두엽 부분의 F7과 F8로부터 뇌파를 측정하고, 안전도(EOG)를 제거하기 위해 Fp1과 Fp2 신호를 추출하였다. 심전도와 피부전기활성도의 신호는 4분 간격으로 1분씩 밀어내는 방식으로 관련된 파라미터를 추출하였다. 이러한 측정 방법을 이용하여 정착역과 터널 진입 등의 이벤트에 대해서 정확한 시점을 기록하여 이벤트를 기준으로 이벤트 발생 전·후 각각 4분간의 데이터를 분석하였다. 신호 분석 구간은 다음 그림 8과 같이 나타낼 수 있다.

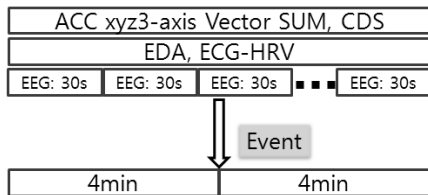


그림 8 측정 신호별 분석 구간
Fig. 8 Intervals by measuring signal analysis

3.3.1 피부전기활성도

피부전기활성도는 교감신경에 의한 신체의 땀 반응으로, EDA라고 부른다. 교감신경은 항상성을 위한 생리작용뿐만 아니라 감성에 의한 생리작용 또한 작용하므로 EDA에 반영되어 뇌파와 함께 각성의 분석을 위한 생체신호로 중요한 역할을 한다. 스트레스나 각성 등의 정신적인 부하나 움직임의 강도에 따라 EDA의 상승 혹은 하강의 변화가 생긴다.

그림 9는 피부전기활성도와 관련된 파라미터를 설명하기 위한 그림이다. 표 2에 피부전기활성도와 관련된 파라미터를 나타내었다. SCR은 골에서부터 EDA의 피크가 되는 지점까지의 크기를 의미하며, 그 피크와 다음 피크간의 간격을 IRI라고 한다. mean EDA는 단위시간 당 SRL의 평균값, NSCR은 단위시간 당 SCR의 출현빈도 수, mean SCR은 SCR의 평균값을 의미한다.

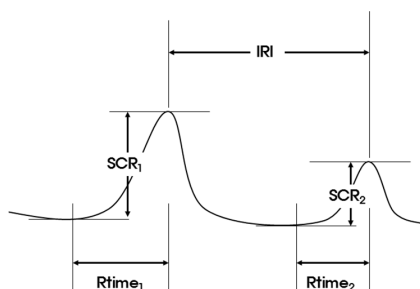


그림 9 피부전기활성도의 파라미터 의미
Fig. 9 Information of the EDA parameters

표 2 피부전기활성도에 관련된 파라미터

Table 2 Definition of the EDA parameters

Parameter	정의 및 설명
SCR	Peak of skin response
mean EDA	mean EDA level
NSCR	Number of appearance SCR
mean SCR	mean amplitude of response

3.3.2 뇌전도

뇌파는 임의의 증상이 있는 환자라도 정상 뇌파가 나올 수 있으며, 정상인에게서도 이상 뇌파가 도출 될 수 있으므로 판독 소견과 임상적 소견이 일치할 때 비로소 의미를 갖는다고 볼 수 있다. 뇌전도는 다른 생체신호들에 비해 전위가 매우 작으므로 증폭시키더라도 노이즈가 유입되면 데이터로써의 유효성이 떨어지므로 유의해야한다. 특히 안면근육의 움직임에 의한 근전도나 접지의 접촉 불량으로 인한 노이즈가 유입되기 쉽다. 측정된 뇌파는 다양한 주파수 대역에서 나타나기 때문에 주로 파워스펙트럼을 통해 분석한다. 파워스펙트럼을 거치면 주파수에 따라 복잡한 정신적 활동을 크게 알파파, 베타파, 감마파, 델타파, 세타파의 다섯가지로 분류하는데. 대체적으로 세타파와 알파파는 안정된 감정상태, 베타파와 감마파는 긴장된 상태를 반영한다고 볼 수 있다. 여기서 델타파의 경우 영유아의 뇌파나 심수면기에 나타나며, 근전도 신호의 주파수 대역과 유사하여 본 연구에서는 고려하지 않았다.

3.3.3 심박변이율

일반적으로 심전도는 QRS의 R파가 나타나는 간격을 측정하여 심장박동수(심박변동율)을 얻고, 이를 이용하여 부정맥과 같은 심혈관질환을 진단하는데 이용한다. 또한 심박변동율은 뇌파나 피부전기활성도와 마찬가지로 교감신경과 부교감신경에 의해 변화하므로 각성상태의 평가를 위한 지표로도 활용된다. 심장에 분포된 신경은 자율신경계에 의존하므로, 교감신경이 흥분하면 심장활동이 촉진되어 심장박동수가 증가하고 심장의 수축력이 강화된다. 반면 부교감신경이 흥분하면 동방결절에서 전기적신호의 발생빈도가 느려지고 심장박동수도 자연스레 낮아지게 된다. 심박변동율은 R-R간격의 변화를 의미하므로, 표 3의 심박변동율과 관련된 파라미터들은 모두 R-R간격으로부터 얻어지는 결과이다[6-11].

표 3 심박변동율에 관련된 파라미터 및 의미

Table 3 Definition of the HRV parameters

parameter	정의 및 설명
meanRRI	특정 구간에 대한 RR(NN) 간격의 평균
SDNN	특정 구간에 대한 RR(NN) 간격의 표준편차
BPM	분당 심장박동수
SD1	T축 방향의 표준편차 (짧은 주기 성분)
SD2	L축. 방향의 표준편차 (긴 주기 성분)
CSI	교감신경활동 반영 (4*SD2)/(4*SD1) (cardiac sympathetic index)
CVI	부교감신경활동 반영 log10(4SD1*4SD2) (cardiac vagal index)

4. 실험 결과

4.1 패치타입 전극과 반지타입 전극 간의 상관성

운행 중인 열차 기관사의 EDA모듈의 착용감과 편의성을 증진시키기 위하여 개발한 반지타입 피부전기활성도 측정모듈은 기존에 잘 알려진 DAQ모듈인 BIOPAC사의 MP-150에 포함된 EDA모듈과 동시 측정하여 비교실험을 하였다.

데이터 분석을 위해 5Hz의 차단주파수를 갖는 IIR LPF를 설계하였고, 상관계수 분석을 위해 linear interpolation의 과정을 거쳐 동일한 샘플에 대한 상관계수를 도출하였다. 그림 10은 데이터 비교 분석을 위해 아날로그신호로부터 상관계수를 도출하는 과정을 나타낸다.

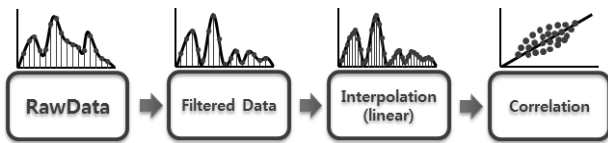


그림 10 데이터 비교 분석 방법
Fig. 10 Data analysis methods

실험에 대한 정보와 시스템 검증에 위한 상관계수는 다음의 표 4와 같다. 표에서 보면, 개발한 모듈의 유효성을 검증하기 위해 비장애 인원을 대상으로 20명에 대한 데이터를 수집하였다. 또한 열차 내에서 기관사의 각성상태에 영향을 주는 요소로서 시각과 청각을 자극하는 동영상 제작하여 동영상시청, 휴식, 수면의 세 가지 상태로 구분하여 상관성을 분석하였다. 표 4에서 알 수 있듯이 20명에 대한 각 실험조건 별 상관계수는 최고 0.90이상, 최저 0.67로 비교적 안정적인 상관성을 보였다.

표 4 MP-150과 반지타입 EDA모듈의 비교실험 및 결과
Table 4 the results of comparative experiments between MP-150 and ring-type EDA module

샘플링주파수	MP-150: 1kHz, 반지타입 모듈: 40Hz→1kHz		
동영상에 대한 정보	시각·청각에 대하여 공포/폭력/미각흥분자극		
휴식에 대한 정보	의자에 앉은 상태로 안정상태		
피실험인원	20명		
	동영상시청	휴식	수면
측정시간	4min	10min	60min
최저상관계수	0.6739	0.8111	0.7117
최고상관계수	0.9610	0.9392	0.9021
평균상관계수	0.7832	0.8975	0.8315

4.2 열차 운행 중인 기관사의 생체신호 변동

4.2.1 뇌파의 주파수 성분 별 변화

그림 11-(a)는 실제 레일 위를 운행하는 기관사의 뇌파를

분석하기 위하여 측정된 신호들을 분석하여 나타낸 것이다. 첫 번째 신호는 3축 가속도의 벡터 합을 도출한 것으로 열차가 정차 역에 머무는 구간과 운행 중에 나타나는 진동에 대한 기관사의 감성상태 변화를 관찰할 수 있다. 두 번째 신호는 CDS센서로 조도를 아날로그 신호로 측정하여 터널 진입에 대한 정보와, 그에 따른 뇌파의 변화를 알 수 있다. 세 번째부터 여섯 번째 신호는 차례대로 뇌파의 Theta, alpha, beta, gamma wave의 변화 양상을 나타낸 것이다. 뇌파는 전두부 F7과 F8에서 측정하여 Fp1과 Fp2의 신호를 제거하는 방법으로 안전도를 상쇄시킨 후, FFT분석을 통해 뇌파의 각 파라미터 별 신호를 나타내었다. 그림 상단의 알파벳 A~I구간은 각 정차역 진입에 대한 기준을 나타낸다.

정차 역 진입구간에서는 불안 상태와 긴장을 나타내는 베타파, 초조한 상태나 추리, 판단 등 고도의 인지정보처리 시 활성화되는 감마파가 상승하는 것을 보인다. 그리고 긴장이완이나 불안해소와 관련된 세타파와 알파파는 정차 역 진입구간에서 감소하는 양상을 보였다. 그에 반해 터널 진입구간에서는 정차 역 진입과 반대의 양상을 나타냈다. 그 이유는 터널에 진입함에 따라, 시각과 청각의 자극이 비교적 적기 때문에 이와 같은 결과가 반영된 것으로 볼 수 있다.

4.2.2 피부전기활성도의 파라미터 별 변화

그림 11-(b)는 운행 중인 열차 기관사의 피부전기활성도에 대한 파라미터를 나타낸 것이다. 피부전기활성도의 신호활성 주파수 대역이 낮기 때문에 뇌파에 비해 급격한 변화는 상대적으로 적은 편이다. 또한 터널에 대해서는 각 파라미터 별로 뚜렷한 양상을 나타내지 않았다. 하지만, 정차 역 A~I에 대하여 피부전기활성도의 피크인 SCR의 발현 빈도가 상승함을 나타낸다. SCR의 발현 빈도의 상승은 긴장상태에 따른 교감신경의 흥분이 피부전기활성도를 통해 빠르게 반영됨을 의미한다. SCR의 발현 간격과 SCR의 크기 사이의 관계는 유의하게 나타나지 않았다. SCR의 크기는 교감신경의 활성화에 의해 상승할 수 있고, 항상성으로 인해 움직임에 대한 땀반응 역시 나타날 수 있다. 따라서 SCR의 크기는 움직임이 없는 육체적으로 안정된 상태에서의 교감신경활성을 평가하는데 한해 유의하다고 판단된다.

4.2.3 특정 구간 별 생체신호의 변화 양상

다음은 심박변이율을 도출하여, 앞서 분석한 뇌파 및 피부전기활성도와 함께 유의성을 관찰하였다. 심전도는 뇌파나 피부전기활성도 측정부위에 비해 열차 운행 시 신체의 움직임이 상대적으로 크다. 하지만, 심박변이율은 심전도의 R피크만을 검출하면 된다. 따라서 심전도는 소프트웨어 대역통과필터(BPF)를 통해 baseline이 흔들리는 것을 보정한 후, threshold값에 따른 R피크를 검출하여 심박변이율을 도출하였다. 그리고 각 정차 구간에 대하여 정차 역 진입 시점을 기준으로 4분씩 전·후 뇌파와 피부전기활성도 및 심박변이율을 비교분석하였다. 분석구간이 너무 짧은 경우, 순간적인 외부잡음이나 환경요인에 의해 극히 다른 결과를 보일 수 있고, 분석구간이 너무 길게 되면 분석결과 양상이 어느 요인에 대한 반응인지 평가하는데 무리가 있으므로, 기

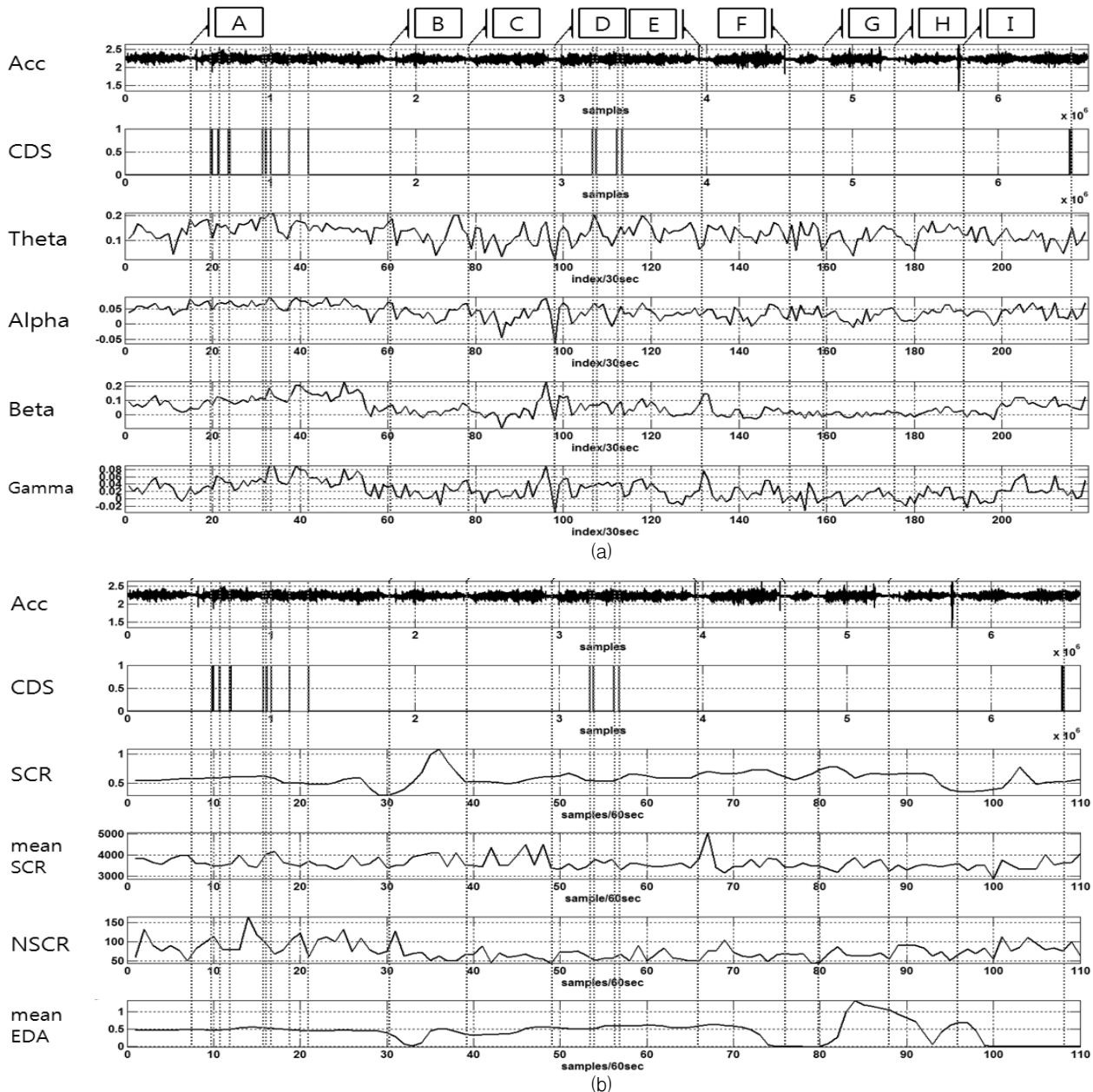


그림 11 운행 중인 열차 기관사의 각 생체신호에 대한 파라미터 별 변동 (a) 뇌전도 (b) 피부전기활성도
 Fig. 11 Specific trends of the train driver in each bio-signal (a) EEG (b) EDA

연구의 동일한 생체신호 분석 방법에 따라, 4분의 시간에 대한 데이터를 분석하였다. 분석을 위한 정차 역은 최초 발차 지점인 제천역과 실험장비 정리를 위한 전의역을 제외하여 총 9개 역에 대하여 분석하였다. 다음에 나오는 표 5는 각 정차 구간 별 뇌전도의 파라미터와 피부전기활성도 그리고 HRV의 변화를 나타내었다.

4. 결론 및 고찰

본 연구의 실험에서 피부전기활성도는 각성상태를 평가하기 위해 사용하는 뇌전도 및 심박변이율의 변화와 유의한 결과를 보여주었다. 각성상태를 평가하기 위해서 뇌전도는 주로 alpha wave와 beta wave를 관찰하였고, 심박변이율은

표 5 정차 역 별 생체신호의 변화

Table 5 Specific trends of biosignals on each the station

구 간	뇌전도	심박변이율		피부전기활성도
	Beta wave	Mean RRI	Mean HR	Mean NSCR
1	감소	+5.7	-0.2	+7.6
2	상승	-6.8	+0.5	+0.4
3	상승	-8.7	+0.6	+12.0
4	상승	-17.1	+1.1	+3.6
5	감소	+0.8	-0.1	+8.6
6	감소	+14.1	-1.0	+1.8
7	감소	+0.5	0.0	+10.6
8	상승	-6.4	+0.4	+14.4
9	감소	+9.5	-0.6	+13.0

R-R 간격과 심박수를 관찰하였다. 그에 대해 피부전기활성도는 SCR피크의 빈도수가 동기되어 있다고 볼 수 있었다. 실험환경이 안정된 상태라면 SCR의 평균크기 또한 유의한 결과를 보여주었겠지만, 열차 운행처럼 불안정한 환경에서의 SCR 평균 크기는 기관사의 움직임에 의한 땀 반응과 구분이 불가하기 때문에 각성상태의 지표로 보기에는 무리가 있다. 하지만 움직임에 의한 땀 반응은 기관사의 깨어있는 상태를 간접적으로 입증하므로, 타 생체신호와 비교는 어렵지만 기관사의 안전운행을 위한 시스템으로서 제 기능을 할 수 있다. 피부전기활성도는 뇌전도 전극이나 시스템 그리고 심전도모듈에 비해 소형화가 가능하고, 건식전극의 사용으로 장시간의 착용에도 부담이 적은 편이다. 반지형태의 전극은 타 근육에 비해 많은 움직임을 필요로 하는 손에서 측정하므로 더욱 유용하다. 전극 자체에서 노이즈필터와 증폭을 시킨 후 아날로그신호를 전송하므로, 외부 노이즈에 더욱 좋은 특성을 갖는다. 또한 배터리 충전식 손목 착용모듈로 생체신호를 무선 전송하게 되므로, 기관사가 운행하는 상황에 대한 불편함을 최소화 하였다. 다만, 피부전기활성도는 두 전극 사이의 피부전도도에 의해 나타나므로, 모든 생체신호가 그렇듯 물리적인 압력이나 습도에 의해 크게 변화되기 쉽다. 이에 보조적으로 자율신경계의 활성도를 반영하는 생체신호가 필요할 것으로 보인다. 심전도는 자율신경계의 활성도를 관찰하기 위해 R피크만을 검출하여 분석하므로, 심전도의 R피크와 동기화된 생체신호인 광용적맥파를 이용하면 상보적으로 각성상태를 평가하는데 도움이 될 것으로 보인다. 이미 본 연구에서 제작한 피부전기활성도 모듈의 반지전극형태로 광용적맥파를 측정하는 시스템을 연구가 진행된 바 있다. 따라서 하나의 반지에 광용적맥파를 측정하기 위한 설계와 피부전기활성도를 측정할 수 있는 전극이 조화된다면 심전도의 모듈을 대체가능 할 것이다. 또한 열차에서의 가속도센서와 손목에서의 피부전기활성도 모듈 내 가속도센서를 보정하여 실제 기관사의 움직임에 의한 피부전기활성도 변화를 자율신경계에 의한 변화로부터 분리가 가능할 것이다. 이 피부전기활성도 모듈은 반지형태의 건식전극으로, 열차 운행뿐만 아니라 승용차 운전자 대상으로도 적용이 가능하다. 따라서 기관사를 포함한 일반 승용차 운전자를 대상으로 하는 안전운행 각성시스템으로써 적용 가능할 것으로 기대한다.

감사의 글

본 연구는 교육부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임 (No.2012H1B8A2025502)

References

[1] Tae-Sik Kim, Hye-Jung Hyun, "Web-based Software Tool for Generating Music Therapy System Through Emotion Expression - Visual Expression," The Korea Contents Society, Vol. 7 No. 6, pp. 177-184, 2007.

[2] N. B. Lee, J. J. Im, J. S. Kum, K. H. Lee, H. S. Choi, "Evaluation of Sleep Comfort for Indoor Thermal Environment based on the Physiological Signal Analysis," Korean Journal of the science of Emotion & sensibility, Vol. 3 No. 2, pp. 75-84, 2000.

[3] Jeun Youn-Soo, Lee Gang-Tae, "Exercise stress and relation with emotional intelligence," The Korean Society of Sports Science, Vol. 18 No. 1, pp. 305-315, 2009.

[4] STATISTICS KOREA, http://kosis.kr/gen_etl/start.jsp?orgId=116&tblId=DT_MLTM_5341&conn_path=I2&path=NSI, 2002-2012.

[5] M. Toichi, T. Sugiura, T. Mural, A. Sengoku, "A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval," Journal of the autonomic nervous system, Vol.62 No.1-2, 1997.

[6] H. K. Yang, J. W. Lee, Y. J. Lee, J. H. Lee, M. G. Lim, J. H. Baek and Y. S. Song, "A Study Concerning Analysis of Arousal State of locomotive Engineering During Operating Train," The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, pp. 891-898, 2012.

[7] Scheidt S, "Basic Electrocardiography: Leads, Axes, Arrhythmias," Ciba Pharmaceutical Company, N.J., Vol. 2/35, pp. 32, 1983.

[8] 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.

[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.

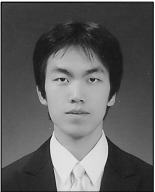
[11] H. K. Yang, J. W. Lee, Y. J. Lee, K. S. Kim, K. H. Lee and H. J. Choi, "HRV Evaluation under Stress Condition by Using Patch Type Bipolar Heart Activity Monitoring System," Korean Society for Emotion and Sensibility, vol. 12, no. 2, pp. 161-168, 2009.

저 자 소 개



임민규 (林敏奎)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사
2014년~현재 대성마리프 연구원



이영재 (李映在)

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



이강휘 (李康輝)

2007년 건국대학교 의학공학부 졸업
2009년 동대학원 의학공학부 석사
2009년 중외메디칼 의료기기 연구원
2014년~현재 건국대학교 의학공학과 박사과정



강승진 (姜勝眞)

2014년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사과정



김경남 (金敬男)

2014년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사과정



박희정 (朴熙政)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사



양희경 (梁熙卿)

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



이정환 (李定桓)

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