

## ECG 기반의 운전자별 인지 부하 평가 방법 개발

홍원기<sup>1</sup> · 이원섭<sup>2</sup> · 정기효<sup>3</sup> · 이백희<sup>2</sup> · 박장운<sup>2</sup> · 박수원<sup>4</sup> · 박윤숙<sup>4</sup> · 손준우<sup>4</sup> · 박세권<sup>5</sup> · 유희천<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>LIG넥스원 ILS연구센터 / <sup>2</sup>포항공과대학교 산업경영공학과 / <sup>3</sup>울산대학교 산업경영공학과 /  
<sup>4</sup>대구경북과학기술원 공공원천기술연구센터 / <sup>5</sup>공군사관학교 산업공학과

## Development of an Evaluation Method for a Driver's Cognitive Workload Using ECG Signal

Wongi Hong<sup>1</sup> · Wonsup Lee<sup>2</sup> · Kihyo Jung<sup>3</sup> · Baekhee Lee<sup>2</sup> · Jangwoon Park<sup>2</sup> ·  
Suwan Park<sup>4</sup> · Yunsuk Park<sup>4</sup> · Joonwoo Son<sup>4</sup> · Seikwon Park<sup>5</sup> · Heecheon You<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Integrated Logistics Support R&D Lab, LIG Nex1

<sup>2</sup>Department of Industrial and Management Engineering, Pohang University of Science and Technology

<sup>3</sup>School of Industrial Engineering, University of Ulsan

<sup>4</sup>Public and Original Technology Research Center, DGIST

<sup>5</sup>Department of Industrial Engineering, Air Force Academy

High cognitive workload decreases a driver's ability of judgement and response in traffic situation and could result in a traffic accident. Electrocardiography (ECG) has been used for evaluation of drivers' cognitive workload; however, individual differences in ECG response corresponding to cognitive workload have not been fully considered. The present study developed an evaluation method of individual driver's cognitive workload based on ECG data, and evaluated its usefulness through an experiment in a driving simulator. The evaluation method developed by the present study determined the optimal ECG evaluation condition for individual participant by analysis of area under the receiver operating characteristic curve (AUC) for various conditions (total number of conditions = 144) in terms of four aspects (ECG measure, window span, update rate, and workload level). AUC analysis on the various conditions showed that the optimal ECG evaluation condition for each participant was significantly different. In addition, the optimal ECG evaluation condition could accurately detect changes in cognitive workload for 47% of the total participants ( $n = 15$ ). The evaluation method proposed in the present study can be utilized in the evaluation of individual driver's cognitive workload for an intelligent vehicle.

**Keywords:** Cognitive Workload, Individual Difference, Area Under the Receiver Operating Characteristic Curve (AUC), Electrocardiography (ECG), Update Rate, Window Span

### 1. 서론

인지 부하가 높은 상태의 운전자는 상황 판단 및 대응 능력이 저하되어 교통사고 노출 위험이 상대적으로 높다. 운전자의

인지 부하는 복잡한 도로 및 초행길 운전시 높아지며, 이러한 인지 부하의 증가는 아드레날린 호르몬 분비를 촉진시켜 생체 신호의 변화를 유발한다(Jeon *et al.*, 2002; Wallen *et al.*, 1999). 한편, 적정 수준의 인지 부하는 일반적으로 인간 성능(human

This work was jointly supported by Daegu Gyeongbuk Institute of Science and Technology and IT Consilience Creative Program of MKE and NIPA (C1515-1121-0003).

\* 연락저자 : 유희천 교수, 790-784 경북 포항시 남구 청암로 77 포항공과대학교 산업경영공학과, Tel : 054-279-2210, Fax : 054-279-2870,

E-mail : hcyou@postech.ac.kr

2013년 2월 19일 접수; 2013년 8월 19일 1차 수정본 접수; 2013년 12월 15일 2차 수정본 접수; 2013년 12월 31일 게재 확정.

performance)을 향상시키는 것으로 알려지고 있으나, 과도한 수준의 부하는 인간의 인지적 및 신체적 반응 성능을 저하시켜 교통사고의 위험을 증가시키는 것으로 보고되고 있다(Miller *et al.*, 1998; Pollard *et al.*, 1990; Wang *et al.*, 1996).

운전자의 인지 부하 측정 및 분석에는 심전도(electrocardiography, ECG)가 활용되고 있다. 심전도란 심장이 박동함에 따라 심근에서 발생하는 활동 전류를 체표면에서 측정된 심근 활동 전류이다(Lee, 2011). 심전도 측정값은 인지 부하에 의한 호르몬 변화에 영향을 받는 것으로 알려져 있어 운전자의 인지 부하 수준을 간접적으로 판별하는 유용한 지표로 사용되고 있다(Piechulla *et al.*, 2003).

심전도 측정값을 이용한 인지 부하 평가는 4가지 ECG 정량화 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, RMSE)를 사용하여 이루어지고 있다. 첫째, mean inter-beat interval(IBI)는 심장 박동 시간 간격으로서 분당 심장 박동 빈도(heart rate)의 역수로 계산된다(Yao *et al.*, 2008). 둘째, standard deviation of N-N intervals(SDNN)은 IBI의 표준편차로 계산된다(Schubert *et al.*, 2009; Wood *et al.*, 2002). 셋째, root mean of sum of squared differences(RMSSD)는 연속 측정된 IBI 간의 차이에 대한 표준편차로 계산된다(Gould *et al.*, 2009). 마지막으로, root mean square error(RMSE)는 IBI에 대한 회귀분석을 통해 파악된 회귀직선과 IBI 값 간의 표준편차로 계산된다(Lee *et al.*, 2010). 상기 ECG 정량화 척도 중에서 mean IBI는 IBI의 평균을 나타내는 척도인 반면, 나머지 3가지 척도(SDNN, RMSSD, RMSE)는 IBI의 표준편차를 나타낸다. 표준편차를 나타내는 3가지 척도들은 표준편차를 계산하는 방법이 다르기 때문에 인지부하에 따른 반응 민감도가 상이한 것으로 알려지고 있다(Lee *et al.*, 2010).

ECG 정량화 척도들은 인지 부하가 증가하면 감소하는 것으로 알려지고 있으나(Brookhuis and Waard, 2001; Brookhuis and Waard, 2010) 운전자마다 인지 부하에 대한 심전도 반응 민감도가 달라 ECG 척도 값이 상이한 변화 패턴을 보이는 것으로 보고되고 있다. Wood *et al.*(2002)은 시각 및 청각 정보에 반응하는 작업을 수행할 때 청년층의 SDNN이 장년층보다 유의하게 크게 감소하는 것으로 보고하였다. Schubert *et al.*(2009)은 구두 발표를 할 때 mean IBI가 유의하게 감소하는 것으로 보고하였으나, SDNN은 반대로 증가하는 것으로 보고하였다. Lee *et al.*(2010)은 운전 부하에 따른 ECG 척도의 값(예 : mean IBI)이 실험참여자마다 상이하게 나타남을 보고하였다. 따라서 ECG 측정값을 이용하여 운전자의 인지 부하를 정확하게 판단하기 위해서는 운전자 개인별 심전도 변화 양상을 파악하여 운전 부하를 분석하는 것이 필요하다.

본 연구는 개별 운전자의 인지 부하 수준을 판별하는 최적의 ECG 분석 조건을 결정하는 방법을 개발하였다. 본 연구는 개발된 방법에 대한 효용성을 평가하기 위해, 실험을 통해 수집된 ECG data를 활용하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하고 성능을 검증하였다. 운전자별 최적의 ECG 분석 조건은 area under the receiver operating characteristic(ROC) curve (AUC) 분석 기법을 적용하여 이루어졌다. AUC 분석은 신호탐

지이론(signal detection theory)에서 정규분포를 따르지 않은 신호를 탐지하는 성능을 정량적으로 분석하는 방법이다(Gu *et al.*, 2006).

## 2. 실험 방법

### 2.1 실험 참여자

본 연구의 실험에는 심혈관계 질환 경험이 없고 운전 경력이 3년 이상인 20대 중반~30대 중반의 남성 15명이 참여하였다. 실험참여자들의 연령( $\bar{x} \pm SE$ )은 27.7 $\pm$ 3세로 나타났으며, 실험 참여자에게는 실험 참여에 대한 금전적 보상이 주어졌다.

### 2.2 실험 장비

본 연구의 자동차 운전 시뮬레이션은 STISIM Drive™(Systems Technology Inc., USA)을 활용하여 이루어졌다. STISIM Drive™은 <Figure 1>에 나타낸 것과 같이 대형 스크린을 이용하여 자동차 주행 화면(해상도 : 1024x768)을 실험참여자에게 제공한다. 본 연구의 운전 시나리오는 실험참여자의 운전부하가 동일하도록 편도 2차로의 고속도로(차로 폭 : 4.57m)를 일정한 속도(약 100km/h)로 주행하도록 통제되었다.



(a) Driving simulator



(b) Driving scene

Figure 1. STISIM driving simulator

실험참여자의 ECG 신호는 MEDAC System/3(Biomation, USA)을 사용하여 측정되었다. ECG 측정용 센서는 <Figure 2>에 나타난 것과 같이 좌측 및 우측 쇄골 하단(2개), 좌측 늑골 하단(1개), 그리고 왼쪽 손가락(3개; 검지, 중지, 약지)에 부착되었다.

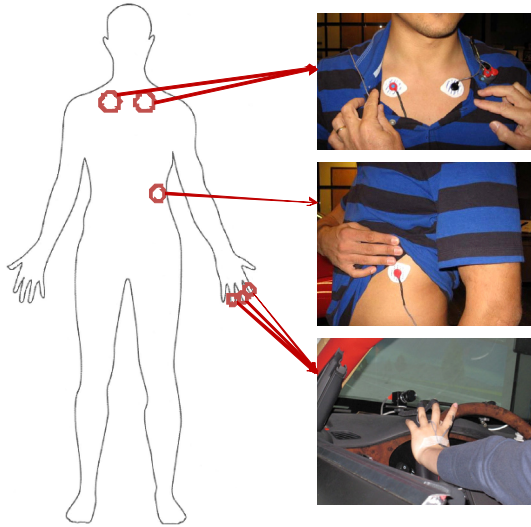


Figure 2. ECG sensor attachment location

2.3 실험 절차

본 연구는 난이도가 상이한 이차과제(secondary task)를 부여하여 상이한 수준의 인지 부하를 작위적으로 유발하였다. 본 연구의 이차과제는 무작위로 숫자들을 연속해서 제시하다가 임의의 시점에 N번째 이전의 숫자를 기억하여 말하는 N-back task로 구성되었다(Son et al., 2010). 본 연구의 이차과제 난이도는 N의 숫자에 따라 3가지(0-back(0B), 1-back(1B), 2-back(2B))로 구분되었다.

본 실험은 정차 중 이차과제에 따른 생체신호 측정(이하, 정차 중 실험)과 운전 중 이차과제에 따른 생체신호 측정(이하, 운전 중 실험)의 2개 session으로 구성되었다. 정차 중 실험은 운전 시뮬레이터에 착석한 상태에서 이차과제를 수행할 때의 ECG 생체신호 변화를 측정하였다. 운전 중 실험은 운전 시뮬레이터에서 고속도로를 주행하면서 이차과제를 수행할 때의 ECG 생체신호 변화를 측정하였다.

실험은 기존 연구(Choi and Jung, 2013; Choi et al., 2013; Park et al., 2011)의 실험 방법을 참고하여 5단계 절차(실험 소개 및 동의서 작성, 센서 부착, 연습 시행, 본 실험, 사후 설문 조사)로 진행되었다. 첫째, 실험참여자에게 실험에 대해 설명한 후 실험 참여 동의서를 받았다. 둘째, ECG 측정을 위해 실험참여자에게 ECG 센서를 부착하였다. 셋째, 시뮬레이터 주행 및 N-back task에 익숙해질 수 있도록 연습 시행을 약 30분간 실시하였다. 넷째, 본 실험은 안정 상태의 ECG 생체신호(baseline, BL)를 약 5분간 측정한 후, 정차 중 실험과 운전 중 실험을 무작위 순서로 진행하였다. 정차 중 및 운전 중 실험에서는 N-back task 3가

지(0B, 1B, 2B)를 각 2분씩 수행하는 동안 ECG 생체신호를 측정하였다. 3가지 조건의 N-back task 사이에는 약 2분간의 휴식 시간이 주어졌다. 마지막으로, 실험을 완료한 후에는 실험 및 결과에 대한 인터뷰(debrief)를 실시하였다.

2.4 인지 부하 분석 방법

(1) ECG 정량화 척도

본 연구는 기존 연구에 사용된 4가지 ECG 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, RMSE)를 적용하여 인지 부하 수준을 정량화 하였다(<Table 1> 참조). 첫째, mean IBI(unit : ms)는 측정된 IBI 값의 평균으로 계산되었다. 둘째, SDNN(unit : ms)은 측정된 IBI 값과 mean IBI 간의 차이를 평균 제곱합하여 계산되었다(Malik et al., 1996). 셋째, RMSSD(unit : ms)는 IBI 측정값과 직전 IBI 측정값 간의 차이를 평균 제곱합하여 계산되었다(Malik et al., 1996). 마지막으로, RMSE(unit : ms)는 IBI 측정값에 대한 회귀 분석을 통해 추정된 값과 IBI 측정값 간의 평균 제곱합으로 계산되었다(Lee et al., 2010).

Table 1. Quantification metrics of cognitive workload

Measures		Equations*
Mean of IBI	Mean IBI	$\frac{\sum_{j=1}^n X_j}{n}$
Variation of IBI	SDNN	$\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (X_j - \bar{X})^2}{n-1}}$
	RMSSD	$\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^{n-1} (X_{j+1} - X_j)^2}{n-1}}$
	RMSE	$\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (X_j - \hat{X})^2}{n-2}}$

\* n : 분석 대상 IBI 값의 개수,  
 X<sub>j</sub> : j번째 IBI 값,  
 X̂ : 회귀식의 IBI 추정값,  
 X̄ : 분석 대상 IBI의 평균값.

본 연구는 3가지 측면의 ECG 분석 조건(부하 등급, 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도)을 다양한 수준으로 변화시켜가면서 분석하였다. 첫째, 이차과제의 부하 등급(이하, 부하등급 유형)은 인지 부하에 따른 실험참여자와 ECG 반응 민감도가 상이하다는 것을 고려하기 위해 <Table 2>와 같이 2가지 등급(낮은 인지 부하, 높은 인지 부하)의 4가지 유형으로 구분되었다. 예를 들면, 인지 부하에 따른 ECG 변화가 민감한 실험참여자는 0B에서 변화가 없다가 1B와 2B일 때 ECG 변화가 시작될 수 있다. 반면, 인지부하에 따른 ECG 변화가 둔감한 실험참여자는 0B와 1B일 때는 변화가 없다가 2B일 때 ECG 변화가 시작될 수 있다. 둘째, 분석 시간 구간(window span)는 측정된 ECG

생체신호에서 인지 부하를 계산하는 범위를 나타내며 3가지 수준(20초, 30초, 그리고 40초)으로 설정되었다. 마지막으로, 구간 갱신 속도(update rate)는 측정된 ECG 생체신호로부터 인지 부하 수준을 계산하는 주기로서 3가지 수준(1초, 2초, 그리고 3초)으로 설정되었다. 예를 들면, 30초의 분석 시간 구간과 1초의 구간 갱신 속도를 적용할 경우 120초(2분)간 측정된 ECG 생체신호는 91개 분석 data set으로 sampling된다.

**Table 2.** Four combinations of workloads

No.	Workload classification*	
	Low	High
1	BL, 0B	1B, 2B
2	0B	1B, 2B
3	BL, 0B, 1B	2B
4	0B, 1B	2B

\* BL : baseline; 0B : 0-back; 1B : 1-back; 2B : 2-back.

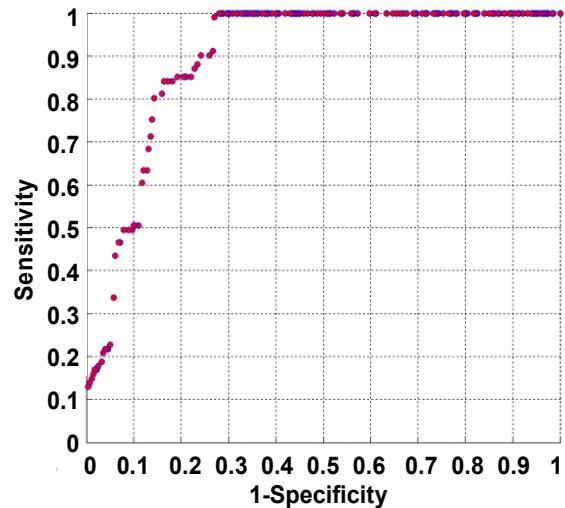
(2) AUC 분석

본 연구는 144개 조건(ECG 척도 4가지×분석 시간 구간 3가지×구간 갱신 속도 3가지×부하등급 유형 4가지)에 대해 AUC 분석을 실시하여 개인별 최적의 ECG 분석 조건을 파악하였다. 신호탐지이론에서 판별 성능은  $\beta$ (decision making criterion)와  $d'$ (sensitivity)을 그래프로 나타낸 receiver operating characteristic(ROC) curve 분석을 통해 이루어진다. 그러나 신호가 정규 분포를 따르지 않을 때에는 ROC 분석의 가정이 성립하지 않아 AUC 분석을 적용하여 신호의 판별 성능을 분석한다(Gu *et al.*, 2006). 본 연구의 신호(signal)는 인지부하로 인한 심전도 변화로 정의되었으며, 잡음(noise)은 생리학적인 요인에 의한 무선적 심전도 변화(random variation)로 정의되었다.

AUC 분석은 <Figure 3>과 같이 1-specificity(x 축; false alarm rate)와 sensitivity(y 축; hit rate)의 관계를 나타내는 ROC curve 아래의 면적을 계산하여 신호판별 성능을 평가한다(Deftereos *et al.*, 2011; Hand and Till, 2001; Swets, 1998). 본 연구의 ROC curve는 신호와 잡음을 구분하는 판별기준( $\beta$ )을 다양하게 변화시켜가면서 계산된 false alarm rate와 hit rate를 이용하여 도출되었다. False alarm rate는 낮은 인지부하가 실험참여자에게 제시되었음에도 불구하고 심전도가 판별기준을 초과하여 인지부하가 높다고 오탐지된 비율로 계산되었다. Hit rate는 높은 인지부하가 실험참여자에게 제시되었을 때 심전도가 판별기준을 초과하여 인지부하가 높다고 정확하게 탐지된 비율로 계산되었다. 본 연구는 개인별 144개 조건에 대한 AUC 분석을 통해 AUC 면적이 최대가 되는 조건을 최적의 ECG 분석 조건으로 선정하였다.

본 연구는 기존 연구(Greiner *et al.*, 2000; Park and Moon, 2005; Swets, 1988)를 참고하여 AUC 값이 0.8 이상이 되어야 운전 인지 부하 추정에 ECG가 적용 가능하다고 판단하였다. AUC 값은 0~1 사이의 값을 가지며 1에 가까울수록 신호판별 성능이 우

수하다. 기존 연구는 AUC 값의 범위에 따라 부정확(noninformative;  $AUC \leq 0.5$ ), 약간 정확(slightly accurate;  $0.5 < AUC \leq 0.7$ ), 정확(moderate accurate;  $0.7 < AUC \leq 0.9$ ), 매우 정확(highly accurate;  $0.9 < AUC < 1$ ), 그리고 완벽(perfect inspection;  $AUC = 1$ )의 5가지 등급으로 판별 성능을 분류하고 있다(Greiner *et al.*, 2000; Swets, 1988). 한편, 의학 분야에서는 AUC 값이 0.8 미만이면 정상인과 환자를 적합하게 구분하지 못하는 것으로 평가하고 있다(Park and Moon, 2005).



**Figure 3.** Illustration of area under the receiver operating characteristic curve(AUC)

본 연구는 다양한 조건에 대한 AUC 분석을 효율적으로 수행하기 위해 Matlab program을 개발하여 사용하였다. 개발된 프로그램은 분석 대상 144개 조건에 대한 AUC 분석을 자동으로 수행하여 분석 조건별 AUC 값을 계산해 준다. 또한, 본 연구의 프로그램은 다양한 분석 조건 중에서 AUC 값이 가장 큰 조건을 최적 ECG 분석 조건으로 선정하여 보여준다.

3. 실험 결과

3.1 최적 ECG 분석 조건

본 연구는 정차 중 측정된 ECG data를 분석하여 실험참여자별 최적의 ECG 분석 조건을 파악하였다(<Table 3> 참조). 실험참여자의 최적 ECG 분석 조건은 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도, ECG 정량화 척도, 그리고 부하등급 유형이 상이한 것으로 나타났다. 예를 들면, 실험참여자 1번은 40초의 분석 시간 구간, 2초의 구간 갱신 속도, RMSDD 척도를 사용할 경우 낮은 부하 수준(BL, 0B, 그리고 1B)과 높은 부하 수준(2B)을 가장 정확하게( $AUC = 0.989$ ) 판별할 수 있다. 한편, 실험참여자 7번은 40초의 분석 시간 구간, 1초의 구간 갱신 속도, SDNN 척도를 사용할 경우 낮은 부하 수준(0B와 1B)과 높은 부하 수준(2B)을

**Table 3.** Individual optimal analysis condition for cognitive workload evaluation and validation

Participant No.	Factors Measure	Window span (sec)	Update rate (sec)	AUC			Cognitive workload*	
				Before driving	During driving	Difference	Low	High
1	RMSSD	40	2	0.989	0.947	-0.042	BL, 0B, 1B	2B
2		-		< 0.500		-		
3	SDNN	30	2	0.658	0.751	0.093	0B, 1B	2B
4	RMSSD	30	1	0.862	0.253	-0.609	0B	1B, 2B
5	RMSSD	30	1	0.993	0.850	-0.143	BL, 0B, 1B	2B
6	SDNN	40	3	0.636	0.336	-0.300	BL, 0B, 1B	2B
7	SDNN	40	1	0.969	0.963	-0.006	0B, 1B	2B
8	SDNN	20	3	0.947	0.651	-0.296	0B, 1B	2B
9	SDNN	40	1	0.946	0.992	0.046	BL, 0B	1B, 2B
10		-		< 0.500		-		
11	Mean IBI	40	2	0.986	0.894	-0.092	BL, 0B, 1B	2B
12	Mean IBI	40	3	0.844	0.693	-0.151	BL, 0B, 1B	2B
13	SDNN	40	3	0.885	0.830	-0.055	0B, 1B	2B
14		-		< 0.500		-		
15	RMSSD	30	1	0.970	0.795	-0.175	BL, 0B	1B, 2B

\* BL : baseline; 0B : 0-back; 1B : 1-back; 2B : 2-back.

가장 정확하게(AUC = 0.969) 판별할 수 있다.

최적 ECG 분석 조건에 포함된 ECG 정량화 척도, 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도, 그리고 부하등급 유형의 출현빈도는 다양한 것으로 파악되었다(<Table 3> 참조). 먼저, ECG 정량화 척도는 SDNN(6명), RMSSD(4명), mean IBI(2명), 그리고 RMSE(0명) 순으로 최적 ECG 분석 조건에 높은 빈도로 포함되는 것으로 나타났다. 분석 시간 구간은 40초(7명), 30초(4명), 그리고 20초(1명) 순으로 높은 빈도를 보였으며, 구간 갱신 속도는 1초(5명), 3초(4명), 그리고 2초(3명) 순으로 높게 나타났다. 마지막으로, 부하등급 유형은 BL & 0B & 1B vs. 2B(5명), 0B & 1B vs. 2B(4명), BL & 0B vs. 1B & 2B(2명), 0B vs. 1B & 2B(1명) 순으로 높은 빈도를 보였다.

### 3.2 최적 ECG 분석 조건의 타당성

본 연구는 정차 중 ECG data를 이용하여 설정된 개인별 최적 ECG 분석 조건을 운전 중 ECG data 분석에 적용하여 본 연구에서 개발된 인지 부하 평가 방법의 유용성을 평가하였다. 본 연구는 2가지 기준(AUC 0.8 이상 또는 정차 중과 운전 중 AUC 차이가 0.1 미만) 중에서 한 가지 이상의 기준을 충족할 때 개발된 인지 부하 평가 방법이 유용하다고 판정하였다. 첫째, 본 연구의 인지 부하 평가 방법을 정차 중 ECG data에 적용하여 파악된 최적 ECG 분석 기준을 운전 중 ECG data 분석에 적용하여 계산된 AUC가 0.8 이상인 경우 적합하다고 판정하였다. 둘째, 본 연구의 인지 부하 평가 방법을 정차 중 ECG data와 운

전 중 ECG data 분석에 적용하여 계산된 AUC 간의 차이가 0.1 이하인 경우 적합하다고 판정하였다.

정차 중 ECG data를 이용하여 설정된 최적 ECG 분석 조건은 실험참여자들 중 7명(47%)에게 운전 중에도 적합하게 적용될 수 있는 것으로 분석되었다. 실험참여자 중 5명(1번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)은 운전 중 AUC가 0.8 이상이고, 정차 중과 운전 중의 AUC 차이가 0.1 이하로 분석되었다. 그리고 실험참여자 중 1명(5번)은 운전 중 AUC가 0.8 이상이었으나, 정차 중과 운전 중의 AUC 차이가 0.141로 기준 값인 0.1보다 약간 큰 것으로 나타났다. 또한, 실험참여자 중 1명(3번)은 정차 중과 운전 중의 AUC 차이가 0.1 이하였으나, 운전 중 AUC가 0.751로 기준 값인 0.8보다 약간 낮은 것으로 분석되었다.

실험참여자들 중 8명(53%)은 정차 중 ECG data를 이용하여 설정된 최적 ECG 분석 조건을 운전 중 data에 적합하게 적용할 수 없는 것으로 분석되었다. 3명의 실험참여자(2번, 10번, 그리고 14번)는 정차 중 AUC가 0.5 미만으로 나타나 최적 ECG 분석 조건을 설정할 수 없었다. 5명의 실험참여자(4번, 6번, 8번, 12번, 그리고 15번)는 운전 시의 AUC가 0.8 미만이고, 정차 중과 운전 중의 AUC 차이가 0.1을 초과하는 것으로 파악되었다.

### 4. 토의

본 연구는 운전자 개인에게 최적화된 ECG 분석 조건을 설정하여 인지 부하 수준을 판별하는 방법을 개발하고, 실험을 통

해 개발된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 평가하였다. 본 연구의 인지 부하 평가 방법은 AUC 분석을 통해 운전자 개인별 최적의 ECG 분석 조건을 설정한다. 또한, 본 연구의 평가 방법은 기존 연구와 달리 다양한 ECG 정량화 척도, 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도를 종합적으로 고려하여 개인별 최적의 분석 조건을 결정한다. 본 연구의 개인별 최적의 ECG 분석 조건 결정 방법은 지능형 자동차를 위한 심전도 분석에 유용하게 활용될 수 있을 것이다.

본 연구에 적용된 AUC 분석은 다양한 분석 조건에 대한 종합적 분석을 통해 개인별 최적의 ECG 분석 조건을 설정하는데 유용한 것으로 나타났다. 기존 연구들은 인지 부하 수준별 ECG 변화 특성을 연구하는데 역점을 두었다(Gould *et al.*, 2009; Schubert *et al.*, 2009; Wood *et al.*, 2002). 그로 인해, 기존 연구들은 인지 부하에 따른 개인별 상이한 심박 변화 특성을 분석에 고려하지 못하는 한계점이 있다. 반면, 본 연구의 AUC 분석 방법은 다양한 분석 조건에 대한 심박 판별 성능을 정량적으로 분석하여 개인별 맞춤형 분석 조건을 결정할 수 있다.

본 연구의 ECG data는 대부분 정규분포를 따르지 않기 때문에 AUC 분석이 ROC 분석보다 적합한 것으로 파악되었다. 측정된 ECG data에 대해 정규성 검정(normality test)을 수행한 결과, 전체 data의 93%가 정규분포를 따르지 않는 것으로 분석되었다( $\alpha = 0.05$ ). 따라서 ECG data의 분석에는 정규분포 가정이 필요 없는 AUC 분석이 ROC 분석보다 이론적으로 적합하다.

Lee *et al.*(2010)은 인지 부하에 따른 ECG 변화 경향성을 고려한 RMSE 척도를 제안하였으나, 본 연구와 같이 짧은 시간(예: 20초~40초)의 ECG data 분석에는 적합하지 않은 것으로 확인되었다. Lee *et al.*(2010)은 인지 부하에 따라 변화하는 ECG data의 경향성을 고려하여 RMSE를 ECG 정량화 척도로 제안하였으며, 실험참여자 중 57%에 대해 RMSE가 다른 정량화 척도들(예: mean IBI, SDNN, RMSE)보다 성능이 우수한 것으로 보고하였다. 그러나 본 연구에서는 최적의 분석 조건에 RMSE가 선정된 실험참여자가 없는 것으로 파악되었다. 이는 본 연구에서 정한 분석 시간 구간이 최대 40초로 Lee *et al.*(2010)의 2분보다 현저히 짧았기 때문에 인지 부하에 따라 변화되는 ECG 경향성이 회귀분석을 통한 RMSE 분석에 충분히 반영되지 못했기 때문으로 사료된다.

실험참여자 중 53%는 인지 부하가 증가하여도 ECG 생체신호가 변하지 않는 것으로 나타났다. 실험참여자의 20%(3명)은 AUC가 0.5 미만으로 나타나 인지 부하가 변하더라도 ECG 측정값이 변하지 않는 것으로 분석되었다. 또한, 실험참여자의 33%(5명)은 AUC가 0.8 미만으로 나타나 인지 부하의 변화를 ECG 측정값으로 정확하게 판별하기 어려운 것으로 파악되었다. 따라서 인지 부하에 따른 ECG 변화 민감도가 낮은 운전자는 ECG 단독으로 인지 부하의 수준을 정확하게 판별하기 어려우므로 다른 생체신호(예: 피부온도, EEG) 및 신체반응(예: 눈 깜박임)들을 종합적으로 측정하여 인지 부하의 수준을 판별하는 것이 필요하다.

본 연구의 이차과제 오답률은 이차과제 난이도가 높아질수록 증가하는 것으로 나타났으나, 평균 주행속도는 이차과제 난이도와 연관이 상대적으로 작은 것으로 파악되었다. 이차과제 오답률은 이차과제 난이도가 0B, 1B, 2B로 증가함에 따라 0%(SD : 0), 0.7%(SD : 2.9), 6.3%(SD : 8.4)로 증가하였다. 그러나 평균 주행속도는 이차과제 난이도가 0B, 1B, 2B로 증가하더라도 98.6km/h(SD : 2.5), 96.4km/h(SD : 4.9), 97.5km/h(SD : 4.1)로 유사한 수준(최대 차이: 2.2km/h)을 유지하는 것으로 분석되었다. 이러한 일차과제와 이차과제 수행도 결과는 본 연구의 이차과제가 운전자의 인지부하를 적절하게 유도하였음을 나타내고 있다.

전체 실험참여자의 ECG 척도 평균 값은 <Table 4>에 나타난 것과 같이 이차과제의 난이도가 증가할수록 감소하는 경향을 보이는 것으로 나타났다. 예를 들면, Mean IBI는 이차과제의 난이도가 BL, 0B, 1B, 2B 순으로 증가함에 따라 0.786sec, 0.773sec, 0.752sec, 0.722sec 순으로 감소하는 것으로 분석되었다. 이러한 이차과제의 난이도에 따른 ECG 감소 경향은 기존 연구(Brookhuis and Waard, 2010; Wood *et al.*, 2002; Brookhuis and Waard, 2001)와 일치하는 것으로 파악되었다.

Table 4. ECG measures for cognitive workloads

Measure	(unit : sec)			
	Baseline	0B	1B	2B
Mean IBI	0.786	0.773	0.752	0.722
SDNN	0.046	0.038	0.038	0.036
RMSSD	0.037	0.032	0.031	0.028
RMSE	0.041	0.035	0.033	0.031

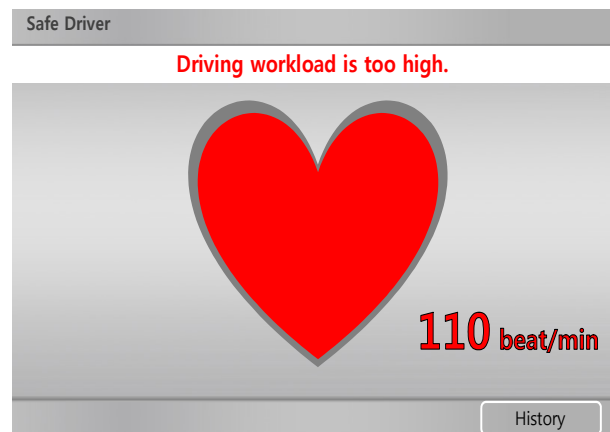


Figure 4. Driving workload measurement and warning system based on ECG

본 연구의 ECG 기반 운전부하 평가 방법은 지능형 자동차를 위한 운전부하 경고 시스템 개발에 적용될 수 있다(<Figure 4> 참조). 운전시 인지부하는 장시간 운전, 악천후 환경, 또는 추돌의 위험 상황 등에 의해 순간적으로 높아질 수 있다. 만약,

자동차가 운전자의 심전도 변화를 감지하여 인지부하를 예측한다면 적시에 운전자에게 경고 또는 자동 안전 장치를 제공하여 대형 사고를 미연에 방지할 수 있다. 본 연구의 운전자 맞춤형 심전도 분석 방법은 실시간으로 운전부하를 측정하여 적시에 경고 또는 자동 안전 장치를 제공하는 시스템 개발에 유용하게 적용될 수 있을 것이다.

본 연구의 결과를 일반화하기 위해서는 다양한 연령대(40대, 50대, 60대)와 성별(남자, 여자)에 대한 후속 실험이 요구된다. 본 연구는 20대 후반에서 30대 후반의 남자 15명을 대상으로 실험을 수행하였다. 그러나 심박은 연령대 및 성별에 따라 변화 특성이 상이한 것으로 보고되고 있어(Pearl, 1996; Son et al., 2010) 본 연구의 결과를 일반화하기 위해서는 다양한 연령대와 성별에 대한 후속연구가 필요하다.

## 참고문헌

- Brookhuis, K. A. and Waard, D. (2001), Assessment of drivers' workload : performance, subjective and physiological indices, In P. A. Hancock and P. A. Desmond (Eds.), *Stress, Workload and Fatigue : Theory, Research and Practice*, Mahwah, NJ : Lawrence Erlbaum Associates Publishers, 321-333.
- Brookhuis, K. A. and Waard, D. (2010), Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures, *Accident Analysis and Prevention*, **42**, 898-903.
- Choi, B. and Jung, K. (2013), Analysis of perceived discomfort and EMG for touch locations of a soft keyboard, *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers*, **39**(2), 99-104.
- Choi, Y., Park, J., Lee, B., Jung, K., Sah, S., and You, H. (2013), A classification of sitting strategies based on seating pressure distribution, *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers*, **39**(2), 105-108.
- Park, J., Kim, S., and You, H. (2011), An analysis of natural motion for product design : refrigerator half guard installation part design. *Journal of the Korean Institute of Industrial Engineers*, **37**(1), 10-18.
- Deftereos, S. N., Andronis, C., Friedla, E. J., Persidis, A., and Persidis, A. (2011), Drug repurposing and adverse event prediction using high-throughput literature analysis, *Wiley Interdisciplinary Reviews : Systems Biology and Medicine*, **3**(3), 323-334.
- Gould, K. S., Røed, B. K., Saus, E., Koefoed, V. F., Bridger, R. S., and Moen, B. E. (2009), Effects of navigation method on workload and performance in simulated high-speed ship navigation, *Applied Ergonomics*, **40**(1), 103-114.
- Greiner, M., Pfeiffer, D., and Smith, R. D. (2000), Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests, *Preventive Veterinary Medicine*, **45**, 23-41.
- Gu, J., Ghosal, S., and Roy, A. (2006), *Non-parametric estimation of ROC curve*, Paper No.2592, Institute of Statistics Mimeo Series, Raleigh, NC : North Carolina State University.
- Hand, D. J. and Till, R. J. (2001), A simple generalisation of the area under the ROC curve for multiple class classification problems, *Machine Learning*, **45**(2), 171-186.
- Jeon, Y., Lee, N., Im, J., Kwon, D., and Shin, G. (2002), A study for the extraction of stress index using physiological signal variations, *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, **21**(4), 1-13.
- Lee, T. (2011), *The Unabridged Dictionary of Physical Education*, Minjoong publishing company.
- Lee, W., Jung, K., Hong, W., Park, S., Park, Y., Son, J., Park, S., and You, H. (2010), Analysis of drivers' ECG biological signal under different levels of cognitive workload for intelligent vehicle, In *Proceedings of Ergonomics Society of Korea*.
- Malik, M., Camm, A. J., Bigger Jr., J. T., Breithardt, G., Cerutti, S., Cohen, R. J., Coumel, P., Fallen, E. L., Kennedy, H. L., Kleiger, R. E., Lombardi, F., Malliani, A., Moss, A. J., Rottman, J. N., Schmidt, G., Schwartz, P. J., and Singer, D. H. (1996), Heart rate variability : Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *European Heart Journal*, **17**(3), 354-381.
- Miller, J. C., Smith, M. L., and McCauley, M. E. (1998), *Crew fatigue and performance on U.S. coast guard cutters*, Report No. CG-D-10-99. Groton, CT : Coast Guard Research and Development Center, US Department of Transportation.
- Park, L. and Moon, J. (2005), Optimization of classifier performance at local operating range : A case study in fraud detection, *International Journal of Fuzzy Logic and Intelligent Systems*, **5**(3), 179-281.
- Pearl, W. (1996), Effects of gender, age, and heart rate on QT intervals in children, *Pediatric Cardiology*, **17**(3), 135-136.
- Piechulla, W., Maysner, C., Gehrke, H., and König, W. (2003), Reducing drivers' mental workload by means of an adaptive man-machine interface, *Transportation Research Part F : Traffic Psychology and Behaviour*, **6**, 233-248.
- Pollard, J. K., Sussman, E. D., and Stearns, M. (1990), *Shipboard crew fatigue, safety and reduced manning*, Report No. DOT-MA-RD-840-90014, Cambridge, MA : John A. Volpe National Transportation Systems Center, US Department of Transportation.
- Schubert, C., Lambertz, M., Nelesen, R. A., Bardwell, W., Choi, J. B., and Dimsdale, J. E. (2009), Effects of stress on heart rate complexity : A comparison between shortterm and chronic stress, *Biological Psychology*, **80**(3), 325-332.
- Son, J., Reimer, B., Mehler, B., Pohlmeier, A. E., Godfrey, K. M., Orszulak, J., Long, J., Kim, M., Lee, Y., and Coughlin, J. F. (2010), Age and cross-cultural comparison of drivers' cognitive workload and performance in simulated urban driving, *International Journal of Automotive Technology*, **11**(4), 533-539.
- Swets, J. A. (1988), Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science*, **240**, 1285-1293.
- Wallen, N. H., Goodall, A. H., Li, N., and Hjemdahl, P. (1999), Activation of haemostasis by exercise, mental stress and adrenaline : effects on platelet sensitivity to thrombin and thrombin generation, *Clinical Science*, **97**, 27-35.
- Wang, J. S., Knipling, R. R., and Goodman, M. J. (1996), The role of driver inattention in crashes : New statistics from the 1995 Crash-worthiness Data System, In *Proceedings of 40th Association for the Advancement of System*, 377-392.
- Wood, R., Maraj, B., Lee, C. M., and Reyes, R. (2002), Short-term heart rate variability during a cognitive challenge in young and older adults, *Age and Aging*, **31**, 131-135.
- Yao, Y. J., Chang, Y. M., Xie, X. P., Cao, X. S., Sun, X. Q., and Wu, Y. H. (2008), Heart rate and respiration responses to real traffic pattern flight, *Psychophysiology Biofeedback*, **33**(4), 203-209, ort No. CG-D-10-99, 5-31.
- Wallen, N. H., Goodall, A. H., Li, N., and Hjemdahl, P. (1999), Activation of haemostasis by exercise, mental stress and adrenaline: effects on platelet sensitivity to thrombin and thrombin generation, *Clinical Science*, **97**, 27-35.

Wang, J. S., Knipling, R. R., and Goodman, M. J. (1996), *The role of driver inattention in crashes : New statistics from the 1995 Crash-worthiness Data System*, 40th Association for the Advancement of System, Vancouver, Canada, 377-392.

Wood, R., Maraj, B., Lee, C. M., and Reyes, R. (2002), Short-term heart

rate variability during a cognitive challenge in young and older adults, *Age and Aging*, **31**, 131-135.

Yao, Y. J., Chang, Y. M., Xie, X. P., Cao, X. S., Sun, X. Q., and Wu, Y. H. (2008), Heart rate and respiration responses to real traffic pattern flight, *Psychophysiology Biofeedback*, **33**(4), 203-209.