

ECG 기반의 운전자별 인지 부하 평가 방법 개발

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

홍원기¹, 유희천²

¹Integrated Logistics Support R&D Lab, LIG Nex1, Seongnam, Gyeonggi, 463-400

²Department of Industrial and Management Engineering, POSTECH, Pohang, Gyeongbuk, 790-784

Abstract

운전자의 높은 인지 부하는 운전시 운전자의 판단력을 저하시키므로 교통사고를 증가시키는 원인이 된다. 인지 부하를 사전에 평가하기 위해 심전도(electrocardiography, ECG)가 활용될 수 있다. 그러나 ECG data를 동일한 정량화 척도로 분석하는 것은 다양한 운전자들의 개인별 심박 특성을 반영하는 데에 한계가 있다. 따라서 본 연구는 운전자 개인의 심박 특성을 고려하여 인지 부하 평가를 평가하는 ECG 분석 방법을 개발하고, 실험을 통해 개발된 방법의 효용성을 검증하였다. ECG data는 정량화 척도 4가지(mean IBI, SDNN, RMSSD, RMSE), 분석 시간 구간(window span) 3가지 수준(20초, 30초, 40초), 그리고 구간 갱신 속도(update rate) 3가지 수준(1초, 2초, 3초)으로 분석되었다. 또한, 이차과제(secondary task)에 따른 부하 등급은 2가지 수준(예: baseline & 0-back vs. 1-back & 2-back)으로 분류되고, area under the receiver operating characteristic curve (AUC) 분석 방법을 통해 개인별 최적의 인지 부하 분석 조건이 판정되었다. 개발된 분석 방법의 효용성 검증 결과, 약 58%의 운전자들의 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하였다. 본 연구에서 개발된 ECG 분석 방법은 개인의 다양한 심박 특성을 고려한 인지 부하 평가에 유용하게 활용될 것으로 기대된다.

Keywords: Electrocardiography (ECG), Cognitive workload, Area under the receiver operating characteristic curve (AUC), update rate, window span

1. Introduction

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 및 생리 신호의 변화를 유발한다(Jeon et al., 2002; Wallen et al., 1999). 한편, 적정 수준의 인지 부하는 일반적으로 인간 성능을 향상시키는 것으로 알려져 있으나, 과도한 부하는 인간의 인지적 및 신체적 반응 성능을 저하시키는 것으로 보고되고 있다(Pollard et al., 1990; U.S. Coast Guard, 1998; 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 의학적으로 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(Wood et al., 2002;

Schubert et al., 2009). 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 4가지 ECG 정량화 척도들은 인지 부하가 증가할 때 감소하는 것으로 알려져 있다(Brookhuis and Waard, 2001; Brookhuis and Waard, 2010; Lee et al., 2010; Yao et al., 2008).

ECG 정량화 척도들은 인지 부하가 증가하면 감소하는 것으로 알려지고 있으나 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 발표 작업을 수행할 때 mean IBI가 유의하게 감소하나 SDNN은 오히려 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 인지 부하에 따른 심장 박동 변화의 개인차를 고려하여 운전자별 최적의 ECG 분석 조건을 결정하는 방법을 개발하였다. 또한 개발된 방법 방법에 대한 효용성을 평가하기 위해, 실험을 통해 수집된 ECG data를 활용하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하고 이를 검증하였다. 운전자별 최적의 ECG 분석 조건은 area under the receiver operating characteristic (ROC) curve (AUC) 분석 기법을 적용하여 이루어졌다. AUC 분석은 신호탐지이론(Signal Detection Theory)에서 정규 분포를 따르지 않은 신호를 탐지하는 성능을 정량적으로 분석하는 방법이다(Gu et al., 2006).

2. Methods

2.1 Participants

본 연구의 실험에는 심혈관계 질환 경험이 없고 운전 경력이 3년 이상인 20대 중반

~ 30대 중반의 남성 15명이 참여하였다. 실험 참여자들의 연령은 27.7 ± 3 세로 나타났으며, 실험참여자에게는 실험 참여에 대한 금전적 보상이 주어졌다.

2.2 Apparatus

본 연구의 자동차 운전 시뮬레이션은 STISIM Drive™ (Systems Technology Inc., USA)을 활용하여 이루어졌다. STISIM Drive™은 그림 1에 나타난 것과 같이 자동차 주행 화면(해상도: 1024 × 768)을 실험참여자에게 제공한다. 본 연구의 운전 시나리오는 편도 2차로의 고속도로(차로 폭: 4.57 m)를 일정한 속도(약 100 km/h)로 주행하는 것으로 설정되었다.



(a) Driving simulator



(b) Driving scene

Figure 1. STISIM driving simulator

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

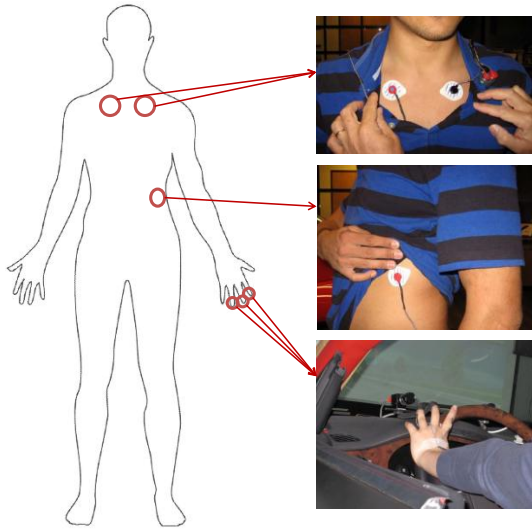


Figure 2. ECG sensor attachment location

2.3 Experimental Design

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 3 가지(0-back (0B): 낮은 부하, 1-back (1B): 중간 부하, 2-back (2B): 높은 부하)로 구분되었다.

본 실험은 정차시 이차과제에 따른 생체신호 측정(이하, 정차시 실험)과 운전중 이차과제에 따른 생체신호를 측정(이하, 운전중 실험)하는 2개의 session으로 구성되었다. 정차시 실험은 운전 시뮬레이터에 착석한 상태에서 이차과제를 수행할 때의 ECG 생체신호 변화를 측정하였다. 운전중 실험은 운전 시뮬레이터에서 고속도로를 주행하면서 이차과제를 수행할 때의 ECG 생체신호 변화를 측정하였다.

실험은 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, 정차시

실험과 운전중 실험을 무작위 순서로 진행하였다. 정차시 및 운전중 실험은 ECG 생체신호를 N-back task 3가지(0B, 1B, 2B)를 무작위 순서로 각 2분간 수행하는 동안 측정하였으며, 실험 조건 사이에는 2분 간의 휴식시간이 주어졌다. 마지막으로, 실험을 완료한 후에는 실험 및 결과에 대한 설문 조사를 수행하였다.

2.4 Analysis Protocol

2.4.1 Workload quantification using ECG

본 연구는 기존 연구의 4가지 ECG 척도 (mean IBI, SDNN, RMSSD, RMSE)를 적용하여 인지 부하 수준을 정량화하였다(표 1 참조). 첫째, mean IBI (unit: ms)는 측정된 IBI 값의 평균으로 계산되었다. 둘째, SDNN (unit: ms)은 측정된 IBI 값과 mean IBI 간 차이의 평균제곱합으로 계산되었다(Malik et al., 1996). 셋째, RMSSD (unit: ms)는 IBI 측정값과 직전 IBI 측정값 간의 차이를 평균제곱합하여 계산되었다(Malik et al., 1996). 마지막으로, RMSE(unit: ms)는 IBI 측정값에 대한 회귀분석을 통해 추정된 값과 IBI 측정값 간의 평균제곱합으로 계산되었다(Lee et al., 2010). 본 연구의 mean IBI는 IBI 값의 평균을 나타내는 척도이며, 나머지 3가지 척도(SDNN, RMSSD, RMSE)는 IBI의 산포를 나타내는 척도이다.

Table 1. Quantification metrics of ECG data

Measures		Equations*
Mean of IBI data	Mean IBI	$\frac{\sum_{j=1}^n X_j}{n}$
	SDNN	$\sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (X_j - \bar{X})^2}{n-1}}$
Variation of IBI data	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_j: j번째 IBI 값,
 \hat{X} : 회귀식의 IBI 추정값,
 \bar{X} : 분석 대상 IBI의 평균값

본 연구는 3가지 측면의 ECG 정상화 조건(부하 등급, 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도)을 다양한 수준으로 설정하여 분석하였다. 첫째, 이차과제의 부하 등급(이하, 부하등급 유형)을 표 2와 같이 2가지 등급(인지부하 낮음과 높음)의 4가지 유형으로 구분하였다. 예를 들면, 부하등급 1번 유형(표 2 참조)은 BL과 0B를 낮은 부하수준으로 설정하고, 1B와 2B를 높은 부하수준으로 구분한다. 둘째, 분석 시간 구간(window span)는 측정된 ECG 생체신호에서 인지부하를 계산하는 범위를 나타내며 3가지 수준(20초, 30초, 40초)으로 설정되었다. 마지막으로, 구간 갱신 속도(update rate)는 측정된 ECG 생체신호로부터 인지 부하 수준을 계산하는 주기로서 3가지 수준(1초, 2초, 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 workload

No.	Workload classification*	
	Low workload	High workload
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

2.4.2 AUC analysis

본 연구는 144개 조건(ECG 척도 4가지 × 분석 시간 구간 3가지 수준 × 구간 갱신 속도 3가지 수준 × 인지부하 등급유형 4가지)에 대해 종합적 AUC 분석을 통해 개인별 최적의 ECG 분석 조건을 파악하였다. AUC 분석은 신호탐지이론에서 실험 data가 정규분포를 따르지 않을 때 ROC 분석을 대신하여 신호판별능력을 정량적으로 분석하는 방법이다(Gu et al., 2006). AUC 분석 방법은 1 - specificity (x 축; false alarm rate)와 sensitivity (y 축; hit rate)의 관계를 나타내는 ROC curve에서 그림 3과 같이 면적을 계산하여 신호판별 성능을 평가한다(Deftereos et al., 2011; Hand and Till, 2001; Swets, 1998). 본 연구는 개인별 144개 조건에 대한 AUC 분석을 통해 AUC 면적이 최대가 되는 조건을 최적의 ECG 분석 조건으로 선정하였다.

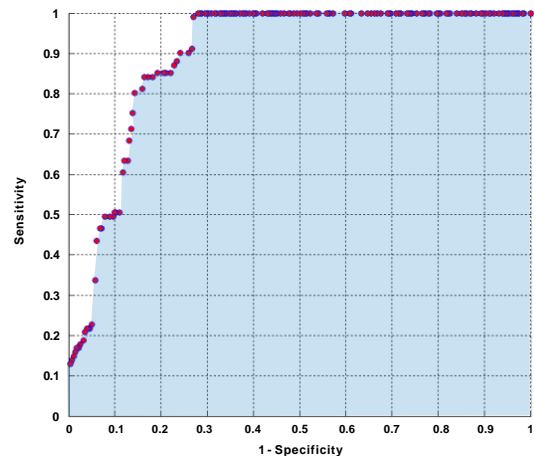


Figure 3. AUC plot (illustrated)

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 신호 판별 성능이 우수하다. 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).

본 연구는 다양한 조건에 대한 AUC 분석을 효율적으로 수행하기 위해 Matlab program을 개발하여 사용하였다. 개발된 프로그램은 분석대상 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. Results

3.1 Normality test

본 연구는 수집된 ECG data에 대해 정규

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

Participant No.	Optimal quantification Factors Measure	Window span (sec)	Update rate (sec)	AUC			Cognitive workload comparison condition	
				Before driving	During driving	Difference	Low cognitive workload	High cognitive workload
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

성 검정(normality test)을 수행하여 AUC 분석 방법 사용에 대한 타당성을 검증하였다. 정규성 검정을 수행한 결과, 전체 ECG data 중 약 7%의 data만이 정규성을 갖는 것으로 분석되었다. 따라서 본 연구는 ROC 분석 대신 AUC 분석 방법을 통해 운전자 개인별 최적 ECG 분석 조건을 판정하였다.

3.2 Optimal ECG analysis condition during non-driving

본 연구는 개발된 운전자 별 인지 부하 평가 방법을 활용하여, 운전을 하지 않은 상태에서 세 단계의 보조 작업(0-back, 1-back, 그리고 2-back) 수행 시 수집된 ECG data를 분석하여 표 4.1과 같이 각 실험 참여자들의 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하였다. 분석 결과, 본 연구의 가정과 같이 운전자 개인별 최적 인지 부하 분석 조건은 ECG 정량화 척도, 분석 시간 구간, 구간 갱신 속도, 그리고 인지 부하 비교 수준 측면에서 다양한 것으로 파악되었다(표 3 참조). 예를 들어, 실험 참여자 1번의 ECG data는 40초의 분석 시간

구간과 2초의 구간 갱신 속도를 통해 IBI로 변환되고, RMSSD 척도로 정량화되어 baseline, 0-back, 그리고 1-back 작업 시 수집된 ECG data를 통합한 것과 2-back 작업 시 수집된 ECG data를 비교하였을 때(baseline, 0-back, 1-back vs. 2-back), 인지 부하 간 변별 능력이 가장 높은 것(AUC = 0.989)으로 파악되었다. 한편, 실험 참여자 7번의 ECG data는 40초의 분석 시간 구간과 1초의 구간 갱신 속도를 통해 IBI로 변환되고, SDNN 척도로 정량화하여 0-back과 1-back 작업 시 수집된 ECG data를 통합한 것과 2-back 작업 시 수집된 ECG data를 비교하였을 때(0B, 1B vs. 2B), 인지 부하 간 변별 능력이 가장 높은 것(AUC = 0.969)으로 파악되었다. 이와 같이 실험 참여자들의 인지 부하 분석 조건은 개인의 심장 박동 특성에 따라 다양한 것으로 나타났다. 개인별 최적 인지 부하 분석 조건의 각 세부 요소(factor level) 빈도를 종합한 결과, ECG 정량화 척도는 SDNN(6명), RMSSD(4명), mean IBI(2명), 그리고 RMSE(0명) 순으로 나타났고, 분석 시간 구간은 40초(7명), 30초(4명), 그리고 20초(1명) 순으로 나타났으며, 구간 갱신 속도는

1초(5명), 3초(4명), 그리고 2초(3명) 순으로 나타났다. 마지막으로, 운전부하 등급유형은 BL & OB & 1B vs. 2B (5명), OB & B1 vs. 2B (4명), BL & OB vs. 1B & 2B (2명), OB vs. 1B & 2B (1명) 순으로 분석되었다(표 3 참조).

3.3 Validation of optimal ECG analysis condition decided during non-driving

본 연구는 개발된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검증하기 위하여 운전 작업을 수행하기 전에 판정된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 기반으로 시뮬레이터에서 운전 작업 시 AUC를 계산하여 표 3과 같이 운전 전에 파악된 AUC와 비교하였다. 비교 기준은 운전 작업 시 AUC와 운전 작업 전 AUC의 차이가 0.1 이하인 경우와 0.1은 초과하더라도 운전 작업 시 AUC가 0.8 이상이라면 최적 인지 부하 분석 조건이 적절히 판정된 것으로 간주하였다. 분석 결과, 정차시 본 연구에서 개발된 AUC 분석 방법이 적용 가능한 12명의 실험 참여자들 중 7명(58%)의 실험 참여자들(1번, 3번, 5번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)의 최적 인지 부하 분석 조건이 운전 작업 전에 적절하게 판정된 것으로 파악되었다. 6명의 실험 참여자들(1번, 3번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)의 AUC 차이는 0.1 이하였고, 실험 참여자 5번의 AUC 차이는 0.143이었으나, 운전 작업 시 AUC가 0.8 이상이므로 적절한 것으로 판정되었다. 따라서 이러한 기준에 의하면 총 7명의 실험 참여자의 경우, 최적 인지 부하 분석 조건이 적절히 판정된 것으로 나타났다. 한편, 3명의 실험 참여자들(8번, 12번, 그리고 15번)의 경우에는 AUC의 차이가 0.1를 초과하고 운전시 AUC가 0.8 이하이므로, 판정된 인지 부하 분석 조건이 적절하지 않은 것으로 파악되었다. 그리고 5명의 실험 참여자들(2번, 4번, 6번, 10번, 그리고 14번)의 경우에는 판정된 인지 부하 분석 조건에서 운전 작업 시 AUC가 0.5에 미치지 못하여 인지 부하의 변화에 따라 ECG가 변화하지 않는 것으로 파악되었다.

4. Discussion

본 연구는 운전자 개인의 심장 박동 특성이 고려된 인지 부하를 평가하기 위하여 개인에게 최적화된 ECG 분석 조건을 판정하

는 방법을 개발하고, 실험을 통해 개발된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 파악하였다. 운전자 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위해 AUC 분석 방법을 적용하였고, 기존 연구와 달리 다양한 ECG 정량화 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE)를 사용하였으며, 실시간 분석을 위해 분석 시간 구간과 구간 갱신 속도 개념을 개발하여 운전자 개인별 최적의 인지 부하 분석 조건을 판정할 수 있었다. 운전 작업 전 보조 작업을 수행하며 측정된 ECG data를 통해 운전자 개인의 최적 인지 부하 분석 조건을 판정한 결과, 개인별 심장 박동 특성에 따라 다양하게 나타나는 것을 파악하였다. 또한, 개발된 개인별 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검증한 결과, 약 58%의 운전자들에게서 최적 인지 부하 분석 조건이 적합하게 판정된 것으로 나타났다.

본 연구는 ECG를 활용한 개인별 심박 특성에 따른 인지부하 판별에 있어 AUC 분석이 적용 가능한 것으로 파악되었다. 수집된 ECG data에 대해 ROC 분석 대신 AUC 분석을 수행하여 58%의 운전자들의 ECG data 분석이 이루어짐으로써 AUC 분석 방법에 대한 효용성이 검증되었다. 따라서 AUC 분석은 다양한 상황(예: 운동선수의 운동시 심박 변화 분석, 심장질환 환자의 ECG 분석)에서의 인지 부하 파악을 위한 ECG 분석시 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

Lee et al.(2010)에서 57%의 운전자에게 최적 ECG 정량화 척도로 적합했던 RMSE가 최적 척도로 선정된 운전자는 없는 것을 파악하였으나, 이는 최대 분석 시간 구간이 3초로서 data의 전반적인 경향성을 분석하기에는 매우 짧기 때문에 RMSE의 특성이 반영되지 못했던 것으로 사료된다. 따라서 ECG data의 분석 시간 구간을 1분 이상으로 확장하여 분석을 수행한다면 RMSE의 특성이 반영되어 적용 가능한 척도로 분류될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 ECG 정량화 척도, 분석 시간 구간, 그리고 구간 갱신 속도를 고려한 36가지의 분석 조건과 4가지 인지 부하 수준의 작업에 따른 인지 부하 간 비교를 수행하였으나, 추후 연구는 보다 정확한 분석을 위해 분석 조건을 보완(예: ECG 정량화 척도 추가, 분석 시간 구간 세부 수준 추가)하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정할 필요가 있는 것으로 사료된다. 예를 들어, 분석 시간 구간을 1분 이상으로 확장하여 RMSE의 최적 ECG 정량화 척도 선정 빈도를 분석할 수 있

다. 또한, 정교한 인지 부하 평가를 위하여 심장 박동에 영향을 미칠 수 있는 운전자들의 기본적인 특성(예: 성별, 성격 유형)을 고려하고, 실험 환경이 아닌 일상 환경에서 수집된 운전자들의 ECG data를 통해 개인의 심장 박동 특성을 파악할 필요가 있는 것으로 사료된다. 그리고 인지 부하 수준을 3단계로 분류(안정 수준, 불안 수준, 그리고 위험 수준)하여 보다 세부적인 인지 부하 평가가 가능한 분석 방법을 제안하는 것이 필요하며, 본 연구에서 개발된 개인별 최적 인지 부하 평가 방법의 시스템 적용 가능성을 높이기 위하여 실차 주행을 활용한 효용성 평가가 필요한 것으로 사료된다. 또한, ECG 정량화 척도의 종류를 주파수 영역(frequency domain)으로 확장하여 낮은 주파수 대역(low frequency band; 0.04 ~ 0.15 Hz)에서 측정된 ECG data 대비 높은 주파수 대역(high frequency band; 0.15 ~ 0.40 Hz)에서 측정된 ECG data의 상대적 비율로 계산되는 LF/HF(ratio of powers in low and high frequencies) 척도를 본 연구에서 개발된 Matlab program에 적용하여 추후 연구시 분석에 사용할 수 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgements

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).

References

- Brookhuis, K. A., and Waard, D. (2001). Assessment of drivers' workload: performance, subjective and physiological indices. In Hancock, P. and Desmond P. (Eds.). *Stress, workload and fatigue: theory, research and practice*, 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.
- 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. *Prev Vet Med*, 45, 23-41.
- Gu, J., Ghosal, S., and Roy, A. (2006). Non-parametric estimation of ROC curve. *Institute of Statistics mimeo series*, 2592.
- 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 2010, Pyeongchang, Korea. (Pyeongchang, Korea, October 22-23)*.
- 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.
- 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.
- Piechulla, W., Maysers, C., Gehrke, H., and Konig, W. (2003). Reducing drivers' mental workload by means of an adaptive man-machine interface. *Transportation Research Part F*, 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. John A. Volpe National Transportation Systems Center, Massachusetts, United States.* 1-18.
- 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.
- U.S. Coast Guard (1998). Crew fatigue and performance on U.S. coast guard cutters, *Report 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 Crashworthiness 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.