

연구개발 최종보고서 · 요약서

I. 인쇄 규격

1. 크기: A4 신판(가로 210mm * 세로 297mm)
2. 제본: 좌철
3. 용지
 - 가. 표지: 백상지(150g/㎡)
 - 나. 내용: 백상지(80g/㎡)
4. 인쇄 방법
 - 가. 표지: 바탕 백색, 활자 흑색
 - 나. 내용: 흑색 지정 활자

II. 편집 순서

1. 표지
2. 제출문
3. 보고서 요약서
4. 요약문
5. 본문 목차
6. 본문
7. 뒷면지

III. 참고 사항

전자 조판 인쇄 시에는 이에 준한다.

(옆면)

(앞면)

18CTAP-
C129722-
02

손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 기반 운전자
집중도/피로도 모니터링 핵심원천기술 개발
(국토교통기술촉진연구사업) R & D R e p o r t

2018

연세대학교
원주산학협력단
국토교통부

보안 과제(), 일반 과제(○) / 공개(○), 비공개()발간등록번호()

국토교통기술촉진연구사업 제2차 연도 최종 보고서

R&D/18CTAP-C129722-02

손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 기반 운전자
집중도/피로도 모니터링 핵심원천기술 개발
최종보고서

2019.01.31.

주관연구기관 / 연세대학교 원주산학협력단

국 토 교 통 부
국토교통과학기술진흥원

제 출 문

국토교통과학기술진흥원장 귀하

‘손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 핵심원천기술 개발’(연구개발 기간 : 2017. 04. ~ 2018. 12.) 과제의 최종보고서 9부를 제출합니다.

2019. 01. 31.

주관연구기관명 : 연세대학교 원주산학협력단 (기관장) 정 형 선 (인)

주관연구책임자: 김 경 환

국토교통부소관 연구개발사업 운영규정 제29조에 따라 최종보고서 열람에
동의합니다.

보고서 요약서

과제 고유 번호	18CTAP-C129722-02	해당 단계 연구 기간	2017.04.01. -2018.12.31	단계구분	2차연도/최종
연구사업명	중사업명	국토교통기술촉진연구사업			
	세부사업명				
연구과제명	대과제명				
	세부과제명	손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 핵심원천기술 개발			
연구책임자	김경환	해당단계 참여연구원 수	총: 6 명 내부: 6 명 외부: 명	해당단계 연구비	정부:200,000천원 계:200,000천원
		총 연구기간 참여연구원 수	총: 6 명 내부: 6 명 외부: 명	총 연구비	정부:200,000천원 계:200,000천원
연구기관명 및 소속 부서명	연세대학교 원주산학협력단			참여기업명	
국제공동연구	상대국명:			상대국 연구기관명:	
위탁연구	연구기관명:			연구책임자:	
※ 국내·외의 기술개발 현황은 연구개발계획서에 기재한 내용으로 같음					
연구개발성과의 보안등급 및 사유	“국가연구개발사업의 관리 등에 관한 규정” 제 24조의 4에 의한 보안과제 분류 규정에 해당 사항이 없으므로 일반과제로 분류함.				

9대 성과 등록 · 기탁번호

구분	논문	특허	보고서 원문	연구시설 · 장비	기술요약 정보	소프트 웨어	화합물	생명자원		신품종	
								생명 정보	생물 자원	정보	실물
등록 · 기 탁 번호											

국가과학기술종합정보시스템에 등록된 연구시설 · 장비 현황

구입기관	연구시설 · 장비명	규격 (모델명)	수량	구입연월일	구입가격 (천원)	구입처 (전화)	비고 (설치장소)	NTIS 등록번호
- 해당사항 없음.								

요약

최종성과: 뇌파 대체 생리지표 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 기술개발
 핵심성과 1:운전자 집중도/피로도 표상 뇌파 대체 생리지표 개발
 핵심성과 2:생리지표 기반 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발
 - 피험자로부터 가상운전 중 연구용 고밀도 다채널 뇌파, 웨어러블 뇌파, 손목측정 가능 생리신호 기록하여 데이터베이스를 구축함.
 - 운전 동작에 의한 아티팩트를 고려한 생리신호/뇌파 정량적 특성 분석수행, 네트워크 분석방법 개발 및 운전자의 집중도/피로도 표상하는 자율신경계 신호 및 뇌파의 특징적 지표를 추출함.
 - 대규모 데이터 및 기계학습 기반 다중 회귀분석을 통해 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 정보 대체 자율신경계 지표 개발을 위한 뇌파-자율신경계 신호 간 상호관계 모델을 개발함.
 - 자율신경계 지표 기반 운전자의 집중도/피로도 예측 알고리즘을 개발함.

보고서 면수

93

요약문

연구의 목적 및 내용	생체신호 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 시스템의 실용성을 획기적으로 높이기 위하여 손목착용형 센서모듈에 의해 측정 가능한 생리 신호들만으로 운전자의 집중도/피로도를 표상하면서 뇌파 정보를 대체할 수 있는 생리 지표들을 추출하고, 이들을 조합하여 운전자 상태를 인식하고 집중도/피로도를 정량적으로 감시하기 위한 원천 기술을 개발하여 운전자 보조 및 사고 예방에 실제로 활용하는 방법을 제시함. - 피험자로부터 가상운전 중 연구용 고밀도 다채널 뇌파, 웨어러블 뇌파, 손목측정 가능 생리신호 기록 - 운전 동작에 의한 아티팩트를 고려한 생리신호/뇌파 정량적 특성, 네트워크 분석방법 개발 및 운전자의 집중도/피로도 표상하는 생리신호 및 뇌파 지표 추출 - 대규모 데이터 및 기계학습 기반 다중 회귀분석을 통해 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 정보 대체 생리지표 개발을 위한 뇌파-생리신호 간 상호관계 모델 개발 - 생리지표 기반 운전자의 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발				
연구개발성과	- 최종 성과: 뇌파 대체 생리지표 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 기술개발 - 핵심성과 1:운전자 집중도/피로도 표상 뇌파 대체 생리지표 개발 - 핵심성과 2:생리지표 기반 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발				
연구개발성과의 활용계획 (기대효과)	활용 계획 - 교통사고 예방을 위한 공익적 목적의 기술적 해결방안 제시 - 국내외 관련 기업 기술이전을 통한 실용화/제품화 - 원천특허 확보 및 논문/학회발표 등을 통한 기술 우선순위 선점 기대효과 - 효과적인 안전운전 시스템 원천 기술 확보 및 우위 선점 - 급속 팽창하는 운전자 모니터링 세계시장 선도 및 신산업/일자리 창출 - 교통사고에 의한 사회적 손실 경감				
국문핵심어 (5개 이내)	운전자 모니터링	집중도/피로도	생리신호	손목착용형 센서모듈	
영문핵심어 (5개 이내)	Driver monitoring	Attention/ fatigue	Physiological signal	Wrist worn sensor module	

※ 국문으로 작성(영문 핵심어 제외)

< 목 차 >

1. 연구개발과제의 개요	5
2. 연구수행내용 및 성과	12
3. 목표 달성도 및 관련 분야 기여도	76
4. 연구개발성과의 활용 계획 등	88
붙임. 참고 문헌	90

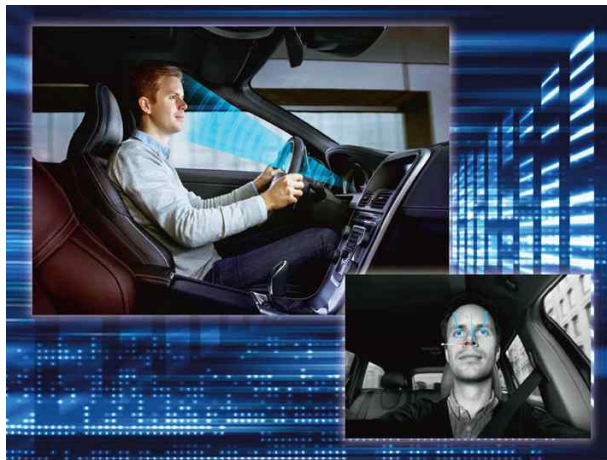
1. 연구개발과제의 개요

1-1. 연구개발 목적

구분	내용
최종목표	손목착용형 센서모듈에 의해 측정 가능한 생리신호로부터 운전자의 집중도/피로도를 표상하면서 뇌파 정보를 대체할 수 있는 생리 지표들을 추출하고, 이들을 조합하여 운전자 집중도/피로도를 인식하고 정량적으로 감시하는 방법을 연구하여 운전자 보조 및 사고 예방에 활용 가능한 원천 기술을 개발하는 것임.
세부 목표	- 집중도/피로도를 반영하는 뇌 활동 지표를 대체할 수 있는 자율신경계 지표 개발 - 자율신경계 신호만을 이용하여 운전자의 집중도/피로도를 예측하는 알고리즘 개발

1-2. 연구개발의 필요성

- 2012년부터 2014년까지 교통사고 사망자 유형 중 졸음운전이 31%로 가장 큰 비율을 차지하며 점점 증가하는 추세임 [1]. 졸음운전의 가장 큰 원인은 과로, 장기운전 등에 의한 피로 누적이며, 이는 집중도 저하와 매우 밀접한 관계가 있음.
- 운전 중 운전자의 집중도 강화 및 피로도 완화를 위한 대책 마련이 매우 시급하며, 이를 위해서는 운전자의 실시간 집중도/피로도를 정확히 추적(tracking)하고, 위험할 경우 운전자에게 시청각 및 촉각 경보를 통해 교통사고를 예방할 수 있는 감시 시스템 개발이 필수적임.
- 국내외 주요 기업들이 카메라를 통한 운전자 얼굴 인식 기술이나 운전대 조작 빈도 등을 기반으로 운전자의 상태를 모니터링을 시도하고 있으나, 이러한 기술은 운전자의 생체상태와 직접적 연관성이 있는 집중도/피로도 등을 정확히 추적하기 어려움.



(a)



(b)

그림 1. (a) 카메라 기반 운전자 눈 움직임 인식 모니터링 기술 (b) 운전대 조작 패턴 분석 기반 운전자 모니터링 기술 (그림 출처: 헤럴드 경제)

- 이에 대한 대안으로 생체신호를 측정, 분석하여 운전자의 집중도/피로도를 감시하는 기술들이 대안으로 제시됨.



(a)



(b)

그림 2. (a) 뇌파 기반 운전자 감시 시스템 (b) 심전도 기반 운전자 감시 시스템
(그림 출처: (a) EpilepsyU, (b) HARKEN)

- 여러 생체신호 중 뇌파가 사람의 집중도/피로도를 가장 잘 표상하는 것으로 알려져 있으나, 측정을 위해서는 머리에 별도의 장치를 부착하는 것을 피할 수 없으므로 편리성 및

실용성이 매우 떨어지는 단점이 있음.

- 운전 보조를 위해 필요한 생체정보 중 상당 부분은 자율신경계에 반영되며, 스마트워치 등 웨어러블 디바이스의 대중화에 따라 사용자에게 거의 불편함을 주지 않으면서 자율신경계 활동 반영 생리신호 측정이 가능하게 됨.
- 또한, 최근 생체신호 분석방법들의 비약적 발전으로 뇌 및 자율신경계 기능 및 상호작용을 정량적으로 분석할 수 있게 됨에 따라, 본 연구진은 운전자에게 불편함을 주지 않는 손목착용형 센서모듈 측정 생리신호만으로 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 정보를 대체할 수 있는 생리지표를 추출하고, 이를 집중도/피로도 예측 알고리즘에 활용할 가능성을 모색하게 됨.
- 목표 달성을 위해 대규모 생체신호 데이터를 구축하고, 이로부터 뇌-자율신경계 상호작용 모델을 수립하고자 함. 이를 통하여 손목착용형 센서모듈로부터 측정한 자율신경계 생리신호만을 사용한 집중도/피로도 예측 원천 기술 개발하려 함.



그림 3. 연구 개념도

1-3. 연구개발 범위

○ 최종 연구목표 달성을 위한 연구개발 범위는 다음과 같음.

- 1) 운전자의 집중도/피로도를 반영하는 생체신호를 측정하기 위한 가상 실험 프로토콜 개발하고, 이를 통해 운전 중 측정한 뇌파, 자율신경계 신호의 대규모 데이터베이스를 구축함.
- 2) 운전 중 측정한 생체신호로부터 집중도/피로도 지표를 추출하기 위한 신호 분석방법을 개발함.
- 3) 집중도/피로도를 반영하는 뇌 활동 지표 및 이와 상호작용하는 자율신경계 지표를 추출하여 뇌-자율신경계 간 상관성에 대해 통계적 모델을 구축함.
- 4) 자율신경계 신호만을 이용하여 운전자의 집중도/피로도를 정량적으로 예측하는 알고리즘을 개발함.



그림 4. 연구 최종목표 및 핵심 성과목표

핵심성과 1	운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파정보 대체 생리지표 개발	
정의	운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파정보를 대체할 수 있는 생리신호에 기반한 생리지표를 개발함.	
목적	본 연구는 운전자에게 거의 불편함을 주지 않으면서 쉽게 측정이 가능하여 이미 그 실용성이 검증된 손목착용형 센서모듈 측정가능 생리신호만으로 운전자의 집중도/피로도를 모니터링할 수 있는 원천기술을 개발하고자 하는 것으로써, 원천기술로서의 가치 뿐만 아니라 실용적인 측면에서 가치가 매우 높음.	
성능목표	(기존기술 수준) - 뇌-자율신경계 상호작용의 연구가 이루어지고 있으나 매우 기초적인 수준임. - 운전 보조를 위해 필요한 생체정보 중 상당부분은 자율신경계에 반영되며 이와 뇌활동 관련 정보 간 상호관계가 최근 밝혀지고 있음. (개발기술 수준) - 자율신경계활동으로부터 뇌활동을 추정해보고자 하는 매우 도전적인 기술임. - 가상운전 중 측정된 연구용 고밀도 다채널 뇌파로부터 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌활동 지표를 추출한 후, 동시에 측정된 손목착용형 센서모듈 기반 생리신호를 이용하여 추출된 뇌활동 지표를 추정할 수 있는 통계적/기계학습기반 모델을 구축함으로써 뇌파 대체 생리지표를 개발하고자 함. - 운전 중, 생리신호와 동시에 뇌파를 측정한 후, 대규모데이터 기반 기계학습 및 통계적 모델링 기법을 통해 뇌파정보를 대체하는 생리지표를 추출하는 방법으로써, 지금까지 시도된 적이 없는 독창적이고 도전적인 기술이라는 점에서 유사과제와의 차별성이 있음.	
성과달성 책임자 (소속기관)	김경환(연세대학교 원주산학협력단)	
소요기간	' 17.04 ~ ' 18.12(1년9개월, 1~2년차)	
성과달성 확인방법	1. 집중도/피로도를 표상하는 뇌파지표를 추출함. 2. 1에서 추출한 뇌파지표를 대체할 수 있는 생리지표를 추출함. 3. 뇌파지표-생리지표 간 상관성을 통계적 방법에 기반하여 모델링함. 4. 모델링 결과 추정표준오차가 95% 예측구간에 포함되는지 확인함.	
성과달성에 따른 정량적 성과	특허 출원/등록	출원 : 1건, 등록 : 1건
	논문	SCI(E) : 1건, 학술지 : 1건
	저작	0건
	S/W	0건
	신기술	1건
	기타	0건

핵심성과 2	생리지표 기반 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발	
정의	핵심성과 1에서 개발한 생리신호에 기반하여 생체신호를 활용하여 운전자의 집중도/피로도를 정량적으로 예측할 수 있는 알고리즘을 개발함.	
목적	대량의 운전자의 생체신호로부터 운전자의 상태를 예측하는 빅데이터 기반 분석기술 산업, 운전자 이상상태 경고 지시 장치를 제작하는 자동차 부품 산업, 웨어러블 디바이스 산업 등 미래 핵심기술 산업의 성장과 일자리 창출을 기대할 수 있음. 부주의로 인한 인적요인 사고 발생률을 감소시켜 국민의 안전 및 사회적 소모비용의 감소에 기여한다는 면에서 미래 핵심원천기술임.	
성능목표	(기존기술 수준) - 가상 운전 중 뇌파를 통한 졸음 감지는 많은 연구가 이루어져 있으며, 대만의 한 연구진은 32채널 뇌파 장비로부터, 적게는 6채널 무선 헤드밴드형태의 뇌파 장비로도 졸음 및 잠듦을 90% 이상의 정확도로 판별한 연구결과를 보고하였음. - 또한, 인도의 한 연구진은 뇌파 이외에 피부전도도, 광혈류 신호 등을 이용하여 피로도, 졸음을 90% 이상의 정확도로 판별하는 것이 가능함을 보고하였음. (개발기술 수준) - 최근 획기적으로 발전하고 있는 기계학습 기반 인식 및 다중회귀분석을 통해 뇌파 대체 생리지표만을 이용하여 운전자의 집중도/피로도를 예측할 수 있는 알고리즘을 개발하고자 함	
성과달성 책임자 (소속기관)	김경환(연세대학교 원주산학협력단)	
소요기간	' 17.04 ~ ' 18.12(1년9개월, 1~2년차)	
성과달성 확인방법	1. 집중도/피로도를 표상하는 뇌파지표를 추출함. 2. 1에서 추출한 뇌파지표를 대체할 수 있는 생리지표를 추출함. 3. 뇌파지표 기반한 운전자 집중도/피로도 예측 정확도를 확인함(>80%). 4. 생리지표 기반한 운전자 집중도/피로도 예측 정확도를 확인함(뇌파 대비 >80%).	
성과달성에 따른 정량적 성과	특허 출원/등록	출원 : 1건, 등록 : 0건
	논문	SCI(E) : 1건, 학술지 : 1건
	저작	0건
	S/W	0건
	신기술	1건
	기타	0건

2. 연구수행내용 및 성과

2-1. 1차 연도

가. 개발목표: 운전자 집중도/피로도 예측 및 뇌파 대체 가능성을 확인함.

○ 핵심 성과목표

- 1) 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 생체신호를 측정하기 위한 가상 실험 프로토콜을 개발하고, 이를 통해 운전 중 측정된 뇌파, 자율신경계 신호의 대규모 데이터베이스를 구축함.
- 2) 운전 중 측정된 생체신호로부터 집중도/피로도 지표를 추출하기 위한 신호 분석방법을 개발함.

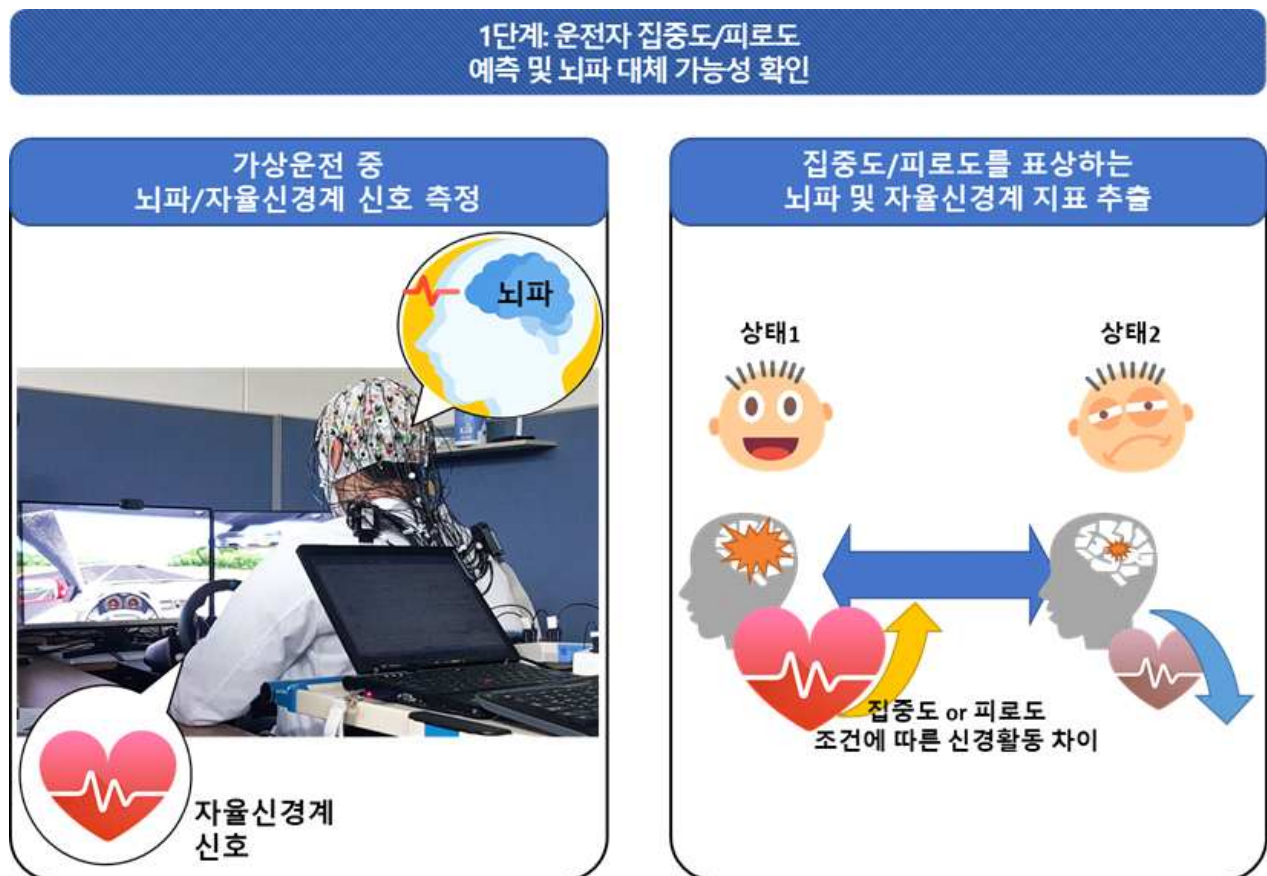


그림 5. 1차 연도 개발목표 및 핵심 성과목표 개요도

나. 개발 내용 및 범위

1) 가상운전 실험 프로토콜 개발

- 본 연구에서는 뇌파 및 자율신경계 신호로부터 운전자의 집중도/피로도를 반영하는 생체 지표를 추출하기 위한 프로토콜을 작성하기 위해 선행논문을 참조하여 다음과 같은 통제 조건을 선별하였음 (표1) [2, 3, 4, 42].

통제 조건	방법
운전 경력	최근 2년 이상 꾸준히 운전한 무사고 운전자를 대상으로 함.
실험시간	일부 선행연구에서 운전 피로가 1시간 이상 연속운전일 때만 나타나는 것으로 보고되었으며, 이에 따라 총 실험시간을 60분 이상이 되도록 설계함.
수면 및 식사	실험 전날 충분히 자며, 마지막 식사는 실험 2시간 전에 마칠 수 있도록 유도함.
약물복용 여부	집중도/피로도에 영향을 주는 카페인, 니코틴, 알코올 및 감기약 등의 약물복용 여부를 통제함.
누적 피로	실험시간은 일과 동안의 피로가 누적된 저녁 7시를 실험 시작 시각으로 설계함.

표1. 운전자의 집중도/피로도 측정 시 통제할 사항

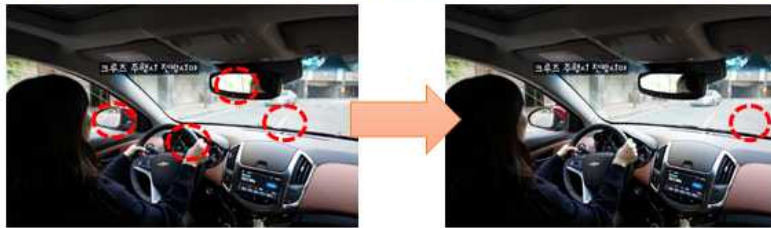
- 본 연구에서는 운전 피로(fatigue)를 깨어 있을 때부터 잠이 들 때까지의 누적되며 운전자의 운전 능력을 감소시키는 생리학적 상태로 정의하였음 (그림 6-위) [3].
- 본 연구에서는 운전 집중(vigilance)을 전방 주시, 차선 유지, 주변 차량을 포함한 운전 상황 인식, 운전 시 돌발 상황에 대한 대처능력 등 운전 능력(driving performance)을 유지하는 상태로 정의하였음 (그림 6-아래) [3, 5].
- 운전 집중도와 운전 피로도는 명백히 개별적으로 정의되나, 많은 연구에서 집중도와 피로도 간의 상관성에 대해서 보고되고 있으며, 하나의 프로토콜에서 집중도와 피로도 각각을 동시에 측정하기 어려움[8].
- 많은 선행연구에서 단조롭고 지루한 장기운전 중 피로도가 증가할수록 운전 집중도가

떨어지는 것으로 보고되고 있음 [3, 9].

- 반대로 운전 중 돌발 상황 등 자극이 발생하는 경우 운전 집중이 유지되며 피로도가 감소함이 알려짐 [3].

집중도

- 전방 주시, 차선 유지, 주변 차량을 포함한 운전 상황 인식, 운전 시 돌발 상황에 대한 대처능력 등 운전 능력을 유지하는 정도



피로도

- 깨어 있을 때부터 잠이 들 때까지의 기간 동안 누적되는 운전자의 운전 능력을 감소시키는 정도



그림 6. 본 과제에서는 피로도 및 집중도를 다음과 같이 정의함.

(위) 운전 피로도: 깨어 있을 때부터 잠이 들 때까지 누적되는 운전자의 운전 능력을 감소시키는 생리학적 상태. (아래) 운전 집중도: 운전 중 돌발 상황에 대한 대처능력 등의 운전 능력을 유지하는 상태.

- 이에 따라 운전 집중도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 1건 및 운전 피로도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 1건을 각각 개발하였음.

□ 운전 피로도를 반영하는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 개발

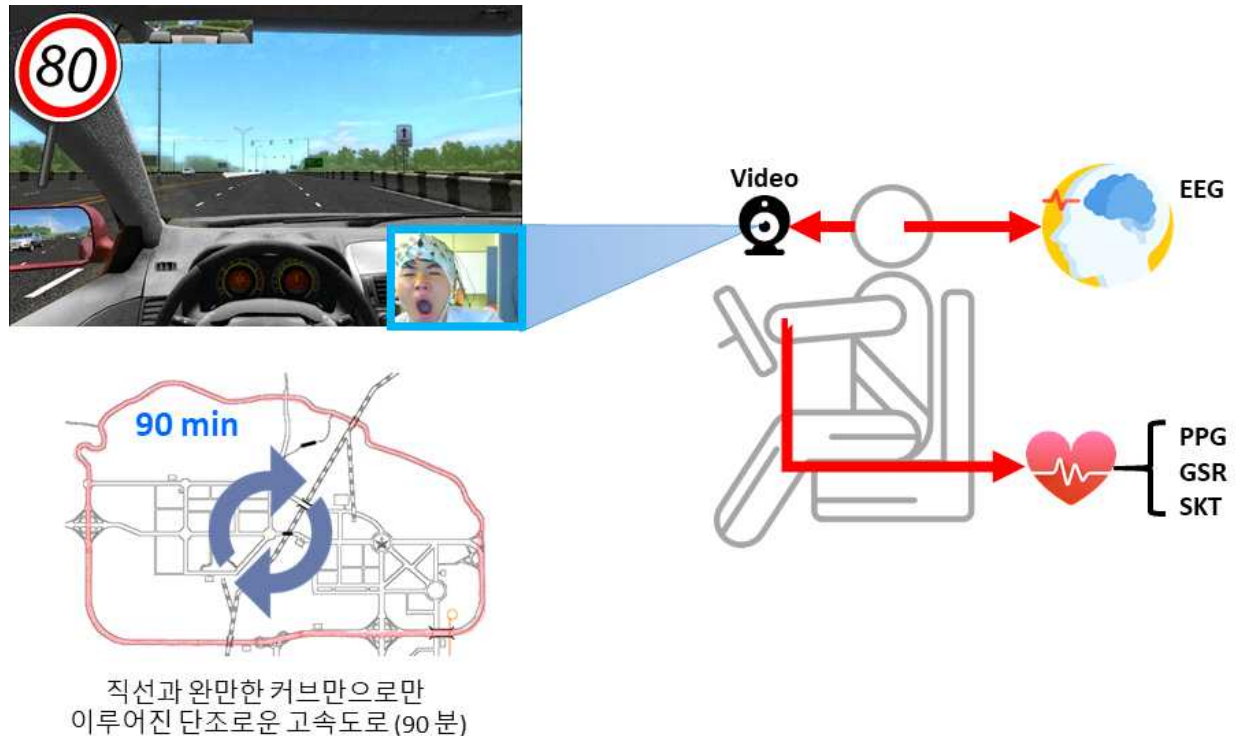


그림 7. 운전 피로도를 표상하는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜.

(그림 좌측) 운전자는 일정한 속도(80km/h)를 유지한 채 직선과 완만한 곡선으로만 이루어진 단조로운 고속도로를 90분 동안 연속 운전함. (그림 우측) 운전 중 64채널 뇌파, 자율신경계 신호, 운전자 얼굴 영상을 기록함.

- 단조롭고 지루한 장기운전 중 측정된 신호로부터 운전자의 피로도를 정량화하기 위한 실험 프로토콜을 개발함 (그림 7).
- 전 시뮬레이션의 주행 코스는 City car driving 소프트웨어를 이용하여 구축하였으며, 직선과 완만한 곡선으로만 이루어진 단조로운 고속도로를 채택함.
- 본 프로토콜은 연습 구간과 장기운전 구간으로 이루어져 있음.
- 연습 구간에서 운전자는 운전 시뮬레이터에 앉아, 약 60분간 장비와 주행 코스에 익숙해지는 시간을 가짐.
- 장기운전 구간에서, 운전자는 일정한 속도(80km/h)를 유지한 채 90분 동안 연속 운전하며, 운전 중 64채널 뇌파, 자율신경계 신호, 운전자 얼굴 영상을 기록함.

● 비디오 판독을 통한 운전 피로도 정량화

- 연구원 5명이 Karolinska sleepiness scale (KSS) 9점 척도 기준을 바탕으로 얼굴표정 판독

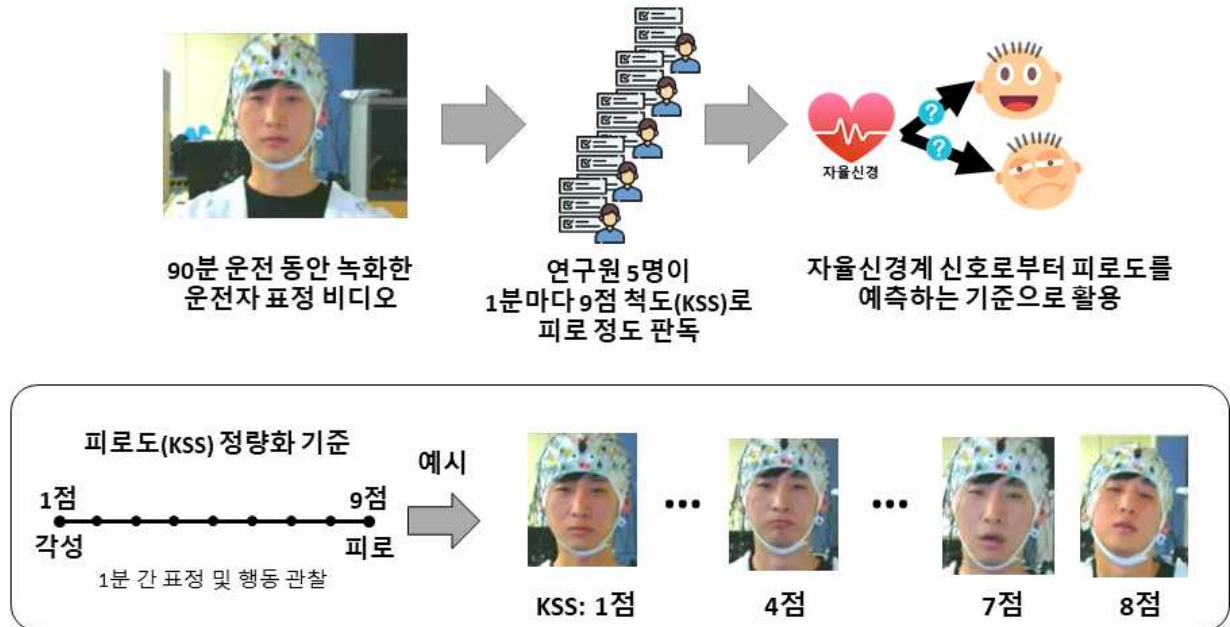


그림 8. 운전 중 얼굴 영상 분석을 통한 운전 피로도 정량화 및 피로도 예측 알고리즘 개발을 위한 기준 활용. 연구원 5명이 운전 중 녹화한 운전자의 얼굴 비디오 영상을 1분마다 9점 척도를 기준으로 판독하여, 생리신호 분석 시 피로도의 기준으로 활용함.

- 연구원 5명이 운전 중 녹화한 운전자의 얼굴 비디오 영상을 1분마다 9점 척도를 기준으로 판독함. 비디오 판독결과의 분당 피로도 점수는 생리신호 분석 시 피로도의 기준으로 활용하고자 함 (그림 8).
- 비디오 영상은 운전자의 표정(facial expression)을 포함하여 이를 Karolinska sleepiness scale (KSS) 9점 척도를 기준으로 판독하여 피로도의 기준으로 활용함 (그림 9-a).
- 운전이 끝난 후 설문지를 통해 정신적으로 줄린 정도, 몸이 피곤한 정도, 운전상황에 대한 집중 정도를 설문지를 통해 5점 척도로 평가함 (그림 9-b). 본 설문지는 운전자의 운전 전/후의 피로도 증감을 본인의 주관에 의해 확인하는 데 사용함.
- 운전 시 졸음 예측을 위한 선행연구에서 졸음을 유발하기 위해 실험시간을 90분까지 진행함. 이때, 실험자가 비디오 영상을 통해 피험자의 상태를 관찰하였으며, 피험자 대다수가 90분 이내에 졸음과 관련한 징후를 보였음 (그림 10).

(a) 비디오 판독 기준:
Karolinska sleepiness scale(KSS) 9점 척도
표정 및 행동을 보며 1분마다 평가함

- | | | |
|---|---|--------|
| 1 | Extremely alert | Awake |
| 2 | Very alert | |
| 3 | Alert | |
| 4 | Rather alert | |
| 5 | Neither alert nor sleepy | |
| 6 | Some sighs of sleepiness | Sleepy |
| 7 | Sleepy, but no difficulty remaining awake | |
| 8 | Sleepy, some effort to keep alert | |
| 9 | Extremely sleepy, fighting sleep | |

(b) 피험자용 설문지:
5점 척도로 mental fatigue를 설문 받은 뒤,
KSS 스코어에 매핑함

- | | |
|---|---|
| 1 | Extremely alert |
| 2 | Very alert |
| 3 | Alert |
| 4 | Rather alert |
| 5 | Neither alert nor sleepy |
| 6 | Some sighs of sleepiness |
| 7 | Sleepy, but no difficulty remaining awake |
| 8 | Sleepy, some effort to keep alert |
| 9 | Extremely sleepy, fighting sleep |

Pauly, Leo, and Deepa Sankar. "Detection of drowsiness based on hog features and svm classifiers."
Research in Computational Intelligence and Communication Networks (ICRCICN), 2015 IEEE International Conference on. IEEE, 2015.

그림 9. (a) 비디오를 통한 피로도 판독 기준으로 사용한 Karolinska sleepiness scale
(b) 운전자의 주관적 피로도를 평가하기 위한 설문지

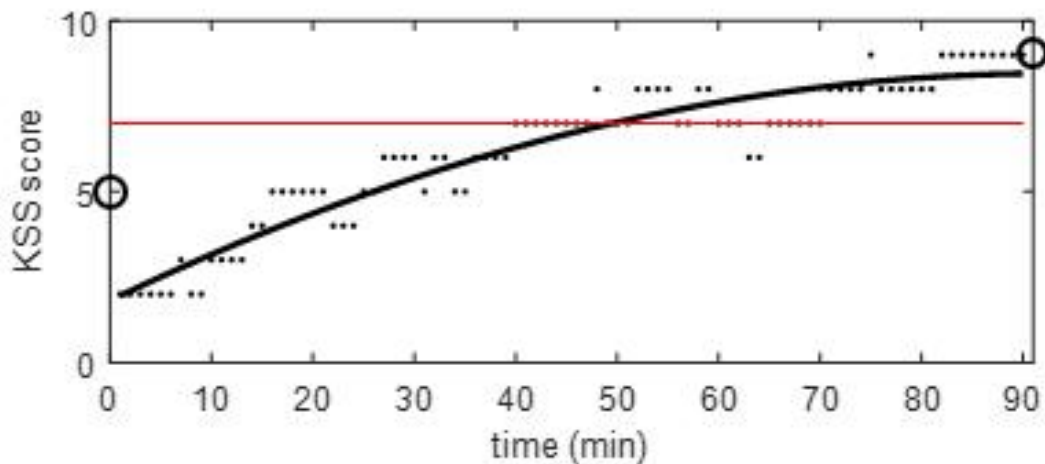


그림 10. 자체 예비 실험 결과 중, 특정 피험자의 KSS 척도가 시간이 지남에 따라 꾸준히 향상되고 있음.

□ 운전 피로도를 반영하는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로 토콜 검증에 위한 사전실험

- 개발한 실험 프로토콜이 실제로 운전자의 피로를 잘 유발하고, 생리신호를 통해 측정할 수 있는지 검증하기 위한 사전실험을 진행함.

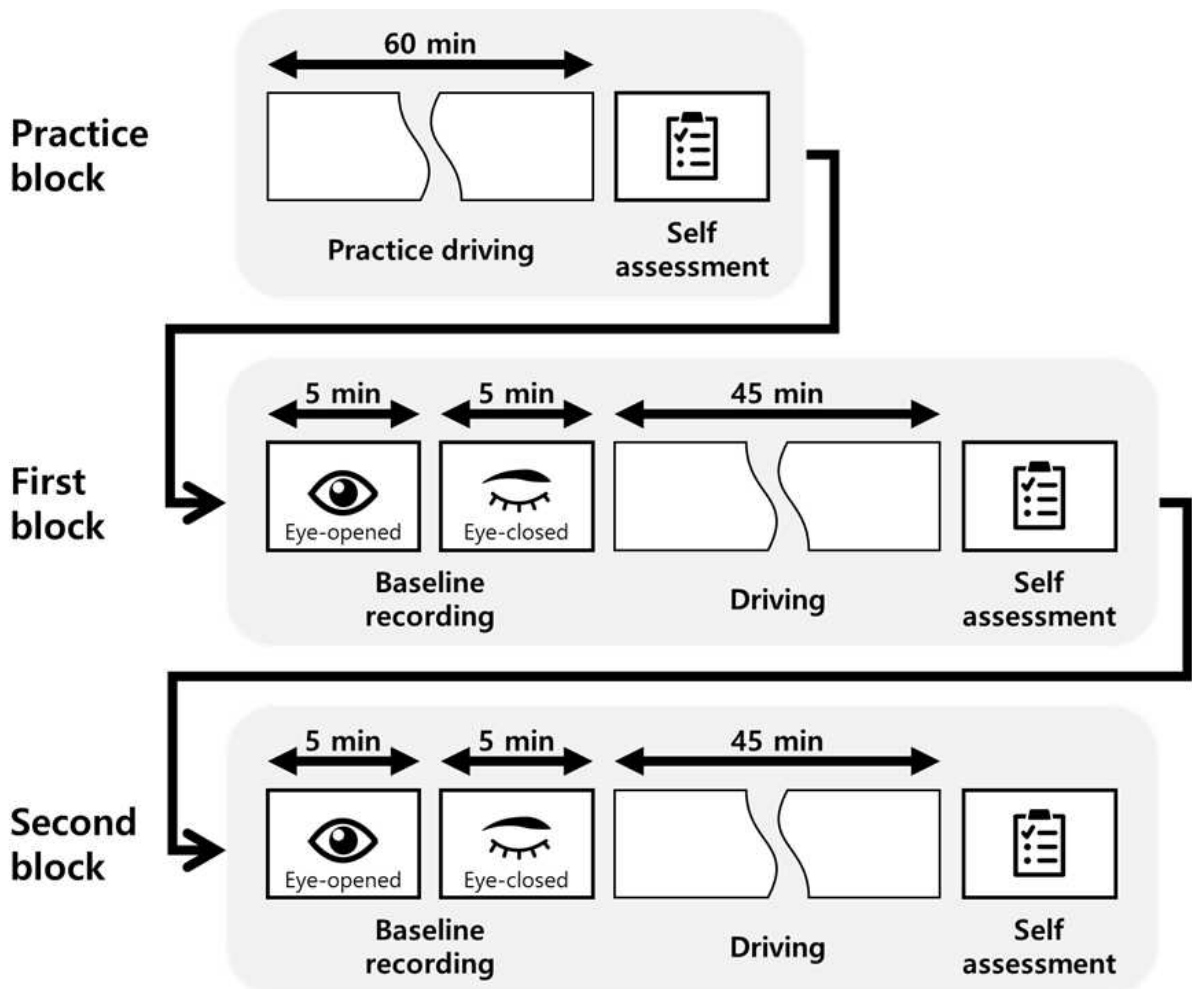


그림 11. 운전 피로도 측정 실험 프로토콜 검증에 위한 사전실험 패러다임

- 운전 경력이 4년 이상이며 꾸준히 운전하는 연세대학교 원주캠퍼스의 학부생 5명(남성, 평균 25.4세)을 대상으로 실험을 진행하였음. 실험은 상기대로 진행되었으며, 장기운전 중간에 피험자의 주관적인 피로도를 기록하기 위해 90분의 연속운전을 45분씩 2회 끊어 진행하였음 (그림 11).
- 실험 전 · 45분 운전 후 · 90분 운전 후에 정신적으로 줄린 정도, 몸이 피곤한 정도, 운전

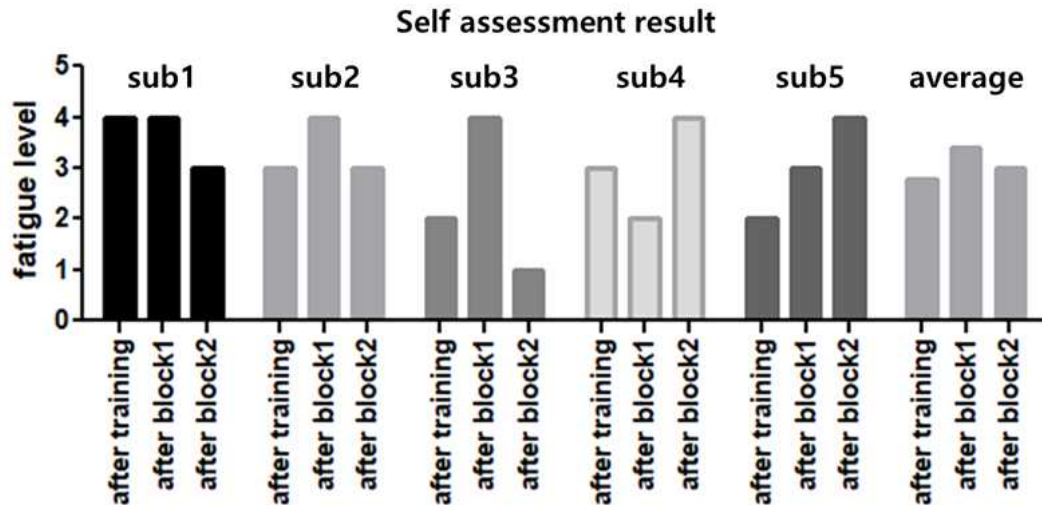
상황에 대한 집중 정도를 설문지를 통해 5점 척도로 평가함.

- 운전자가 운전하는 동안의 표정을 촬영한 비디오를 연구자가 1분마다 KSS를 기준으로 평가한 결과를 커브 피팅(curve fitting)을 통하여 3차 다항 함수로 근사하여 나타냄.

○ 설문지 및 비디오 판독을 통한 피로도 평가

- 설문지 점수를 분석한 결과, 주관적 피로도는 운전 시작 후 처음 45분 동안은 증가하는 양상을 보였으며, 이후 후반부 45분 동안은 감소하는 양상을 보임 (그림 12-a).
- 비디오 판독결과에 의한 피로도 변화는 운전 중 시간이 지날수록 점차 증가하는 양상을 보이거나, 두 번째 운전에서는 첫 번째에 비해 완만하게 증가하였음 (그림 12-b).

(a)



(b)

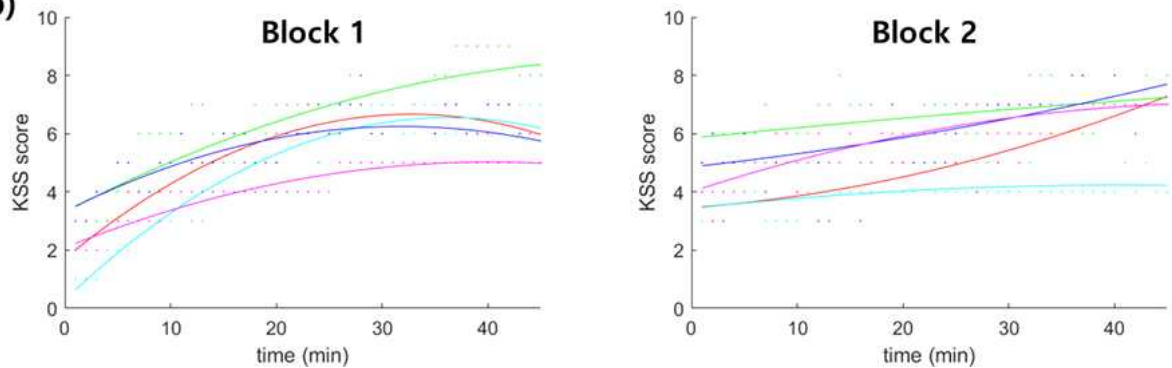


그림 12. (a) 연습 운전 직후, 45분 운전 후, 90분 운전 후 주관적 피로도를 설문 받은 결과.

(b) 전반 45분간의 운전을 비디오 판독한 결과(좌)에서 후반 45분간의 운전을 판독한 결과(우)

보다 운전 중 시간이 지날수록 피로도가 크게 증가하였음.

- 피험자와의 인터뷰를 통해 실제로 전반 45분 동안의 피로도가 훨씬 높다고 느끼는 것을 확인하였음.
- 두 번째 운전 시 피로도 감소는 전, 후반부 사이에 주어지는 휴식시간에 의한 것으로 생각되며 이는 1시간 이상 연속운전할 때에만 운전 피로가 나타날 수 있다는 선행논문과 일치함 [6, 7].

○ 생리신호 분석을 통한 피로도 평가

- 생리신호를 통한 피로도 정량화 가능성을 탐색하기 위하여 주관적 피로도 및 비디오 관독에 의한 피로도 점수가 큰 변화를 보였던 전반 45분에서 측정한 뇌파 및 자율신경계 신호를 분석함.
- 피로도의 영향을 반영한다고 잘 알려진 뇌파의 주파수 영역 특성과 심박변화율(heart rate variability, HRV) 시계열의 주파수 영역 특성을 분석함.
 - 피로도에 따른 뇌파 주파수 특성 변화: 피로도 점수가 최대, 최소인 구간 중 5분 길이의 뇌파의 두정부 주파수 특성을 비교한 결과, 세타(4~8Hz), 알파(8~13Hz) 대역 파워가 피로도의 증가에 따라 함께 증가하는 것을 확인하였으며, 이는 많은 선행연구와 일치함 (그림 13-a) [2, 3, 8, 10, 13].
 - 피로도에 따른 HRV 시계열 주파수 특성 변화: 피로도가 증가했을 때 초저주파 대역 (~0.04 Hz) 및 저주파 대역(0.04~0.15 Hz)의 파워가 함께 증가함을 확인하였으며, 이는 깊은 이완이나 수면 시 0.1 Hz 근방 대역의 파워 증가가 발생한다는 선행연구들과 일치함 (그림 13-b) [10, 11].

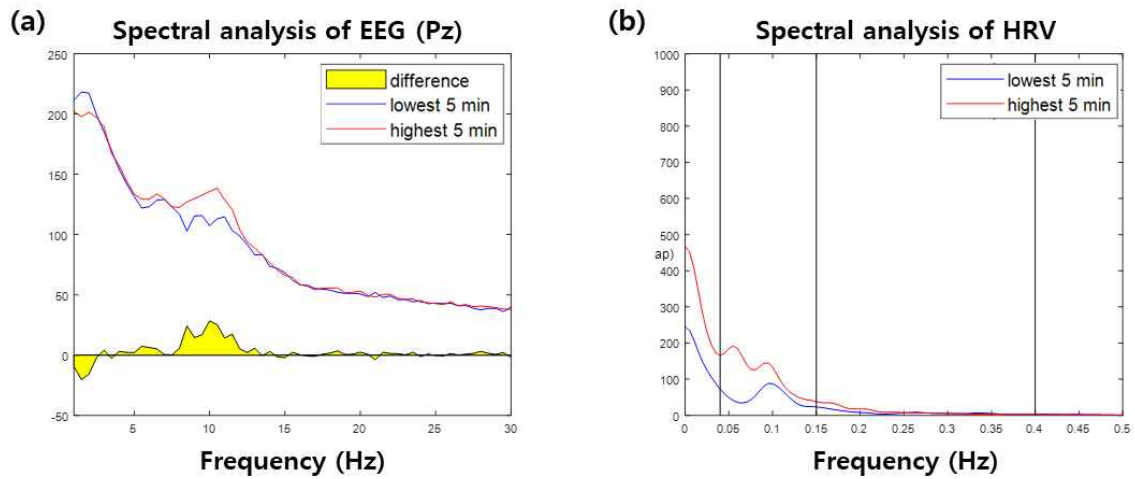


그림 13. (a) 두정부 전극(Pz)에서 측정된 뇌파의 주파수 영역 특성 분석결과, 세타 및 알파 대역 파워가 피로도와 함께 증가함. (b) 심박변화율의 주파수 영역 특성 분석결과, 초저주파 및 저주파 대역 파워가 피로도와 함께 증가함.

- 위 결과를 토대로, 본 운전 피로도 측정 실험 프로토콜은 실제로 운전자의 피로를 잘 유발하고 생리신호를 통해 운전 피로도의 측정이 가능함을 확인하였으며, 실제 실험에서는 중간 쉬는 시간을 포함하지 않고 90분 연속운전을 진행하였음.

□ 운전 집중도를 반영하는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 개발



그림 14. 운전자의 전방에 1대의 차량이 존재하는 상황에서 직선도로를 무한히 주행하도록 설계됨. 돌발 상황 1: 운전자의 차량이 갑자기 차선을 벗어남.

돌발 상황 2: 앞 차량이 급정지함.

- 차선 유지 정도 및 앞 차량의 급브레이크에 대한 반응시간을 통해 운전 능력을 측정하여 운전 집중도를 정량화하기 위한 실험 프로토콜을 개발함 (그림 14).
- 돌발 상황의 통제, 운전대와 브레이크 페달의 조작 신호 취득, 운전 시뮬레이터와 너파 및 자율신경계 신호의 동기화 등의 필요조건을 만족하는 시뮬레이션 환경을 구축하기 위해 Unreal Engine4 게임엔진을 기반으로 운전 시뮬레이션 프로그램을 자체 개발하였음 (그림 15).
- 본 프로토콜은 운전자의 전방에 1대의 차량이 항상 존재하는 상황에서 단조로운 2차선 직선도로를 무한히 주행하도록 설계됨.
 - 운전자에게 1차선을 유지하도록 지시하였으며, 주행 중 약 30초마다 운전자 차량이 차선을 이탈하거나 앞 차량이 급브레이크를 밟는 2종류의 돌발 상황이 랜덤하게 제시됨.

- 운전자는 일정한 차 간 간격과 차선을 유지한 채 90분 동안 연속으로 운전하며, 운전 중 64채널 뇌파와 자율신경계 신호, 운전대 조작 각도, 액셀과 브레이크 페달 조작 여부, 차선에서의 위치, 운전자 얼굴 영상을 기록함.
- 차량이 차선을 이탈했을 때 운전대 조작까지의 반응시간, 앞 차량의 급브레이크가 제시되고 운전자가 브레이크를 밟기까지의 반응시간은 운전 능력을 반영하며, 이를 생리신호의 운전 집중도에 대한 기준으로 활용하고자 함.

□ 운전 집중도를 반영하는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로 토콜 검증에 위한 사전실험

- 개발한 실험 프로토콜을 통해 운전자의 집중도가 높을 때와 낮을 때의 검출이 가능한지 검증하기 위한 사전실험을 진행함.
- 운전 경력이 4년 이상이며 꾸준히 운전하는 연세대학교 원주캠퍼스의 대학원생 2명(남성, 평균 28.5세)을 대상으로 실험을 진행함. 실험은 위에서 서술한 바와 같이 진행되었으며, 60분의 연속운전을 30분씩 2회 진행하였음.
- 운전 초기와 후기에서 집중도에 차이가 발생할 것으로 가정하고 앞 차량의 브레이크에 대한 반응시간과 차선 이탈에 대한 반응시간, 운전대 움직임의 표준편차를 통해 운전자의 운전 능력을 평가함.

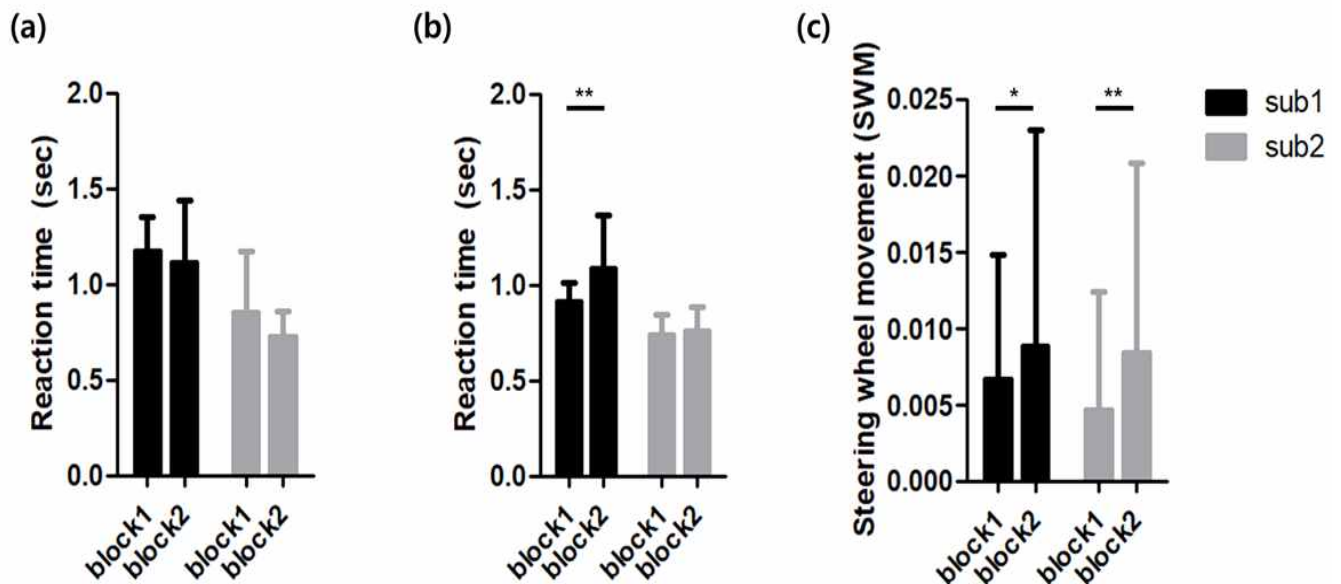


그림 16. 초반 30분과 후반 30분에서 운전자의 운전 능력 비교

(a) 앞 차량 브레이크에 대한 반응시간 (b) 차선 이탈에 대한 반응시간

(c) 운전대 움직임의 표준편차

- 사전실험에 대한 행동 반응 분석결과 앞 차량의 브레이크에 대한 반응시간은 후반 30분에서 약간 빨라지는 경향을 보였는데, 이는 시뮬레이터에 대한 연습효과로 보임 (그림 16-a).

- 차선 이탈에 대한 반응시간은 후반 30분에서 더 느려지며, 운전대 움직임의 표준편차는 후반 30분에서 통계적으로 유의하게 커지는 것을 확인하였음 (그림 16-b, c). 이는 주변 상황에 대한 대처가 늦어지고 운전대 조작의 정밀성이 감소하였음을 의미함.
- 이후 실제 실험에서는 실험 전 충분한 연습시간을 주어 연습효과의 영향을 최소화하였음.
- 이처럼 사전실험 결과들로부터 본 운전 집중도 측정 실험 프로토콜은 실제로 운전자의 운전 능력 측정이 가능함을 확인함.

2) 운전 중 측정된 생체신호로부터 집중도/피로도 지표를 추출하기 위한 신호 분석방법 개발

□ 문헌 조사를 통한 생리신호 선정

- 상용화된 손목착용형 센서모듈 및 자율신경계 관련 선행연구를 조사하여, 본 연구목적에 적합한 생리신호를 다음과 같이 선정하였음 (표 2) [8, 12, 14, 15, 16, 17, 18].

생리신호 종류	의미
광혈류량	심장박동에 동기화된 손가락 끝 혈관에서의 동맥혈량을 LED 광의 흡수량, 투과량을 통해 검출함. 광혈류량으로부터 심박수를 추출할 수 있으며, 이는 집중이나 피로, 졸음에 의해 변화함이 알려져 있음.
피부전도도	피부 땀샘에서의 교감신경계에 의한 반응을 전기전도도를 통해 검출함. 심리적, 신체적 각성 상태에 따라 변화함이 알려져 있음.
피부표면온도	말초혈관의 수축 및 이완에 따른 온도변화를 측정함. 피부표면온도는 피로, 졸음에 의해 변화함이 알려져 있음.

표 2. 문헌 조사를 통해 선정된 자율신경계 생리신호

□ 운전 중 자율신경계 생리신호를 측정하기 위한 장비 선정

- 현재 상용화된 손목착용형 센서모듈은 대부분 연구목적으로 적합한 수준의 신호를 제공하지 않으며, 트리거 신호를 통한 다른 실험기기의 동기화 기능이 제공되지 않음 (표 3).

제품명	측정 가능 신호	시간 해상도	데이터 제공 여부	타 장비와 동기화 여부	연구목적 부합 여부
Apple watch 3	심박	매 1분	×	×	×
Sony smartband 2	심박	매 1분	×	×	×
Fitbit surge	심박	실시간	×	×	×
Samsung Gear 2	심박	매 10초	×	×	×
Empatica E4	광혈류량, 피부전도도, 피부표면온도	실시간	○	×	△

표 3. 손목시계형 센서모듈로부터 측정 가능한 신호 및 장비 선정을 위한 시장조사.

현재 상용화된 손목착용형 센서모듈은 대부분 연구목적으로 적합한 수준의 신호를 제공하지 않으며, 트리거 신호를 통한 다른 실험기기의 동기화 기능이 제공되지 않음.

- 양질의 자율신경계 신호를 측정하고 뇌파 및 운전 시뮬레이터와 동기화하기 위하여, 본 연구에서는 Brain Products 사의 자율신경계 센서모듈을 이용함. 해당 자율신경계 센서모듈은 본 연구실에서 보유하는 뇌파측정 장비인 BrainAmp Standard를 통해 뇌파와 동기화하여 기록할 수 있으며, 신호 대 잡음 비는 90dB 이상으로 매우 신뢰할 수 있는 수준임 (그림 17).

BrainAmp Standard	
Number of channels per unit	32
Max. number of channels	256 (using 8 x BrainAmp Standard, 2 x USB 2 Adapter (BUA) and dualBUA)
Channel type / reference	Referential channels / acquisition of a reference using a single electrode ("unipolar")
Integrated impedance measurement	available, measurement incl. ground and reference electrode at 15 Hz
Input impedance (for DC)	10 M Ω
Input noise	$\leq 2 \mu\text{Vpp}$ (0.016 Hz – 1,000 Hz)
Common-mode rejection (CMR)	$\geq 90 \text{ dB}$ (at 50/60 Hz)
Lower cutoff frequency (high pass) / time constant	0.016 Hz / (10 s)
Upper cutoff frequency (low pass)	1,000 Hz
Measurement range	$\pm 3.28 \text{ mV}$
Resolution	0.1 μV per bit
Sampling rate	5 kHz per channel
Bit width of A/D converter	16 bit
DC offset tolerance	$\pm 300 \text{ mV}$
Signal transmission	Through duplex fiber-optic cables, optically coupled
Deblocking function	present
Blocking of unused channels	present
Power supply	rechargeable battery (PowerPack)
Current consumption	max. 110 mA
Computer interface	USB 2 Adapter (BUA, dualBUA) or PCI Adapter Card
TTL trigger input	16 bit
Suitable for use in MR scanner room	no, MR unsafe
Medical product	no
CE marking	CE according to EMC directive
Applied part (amplifier)	Type BF (according to IEC 60601-1)
Dimensions (H x D x W)	68 mm x 160 mm x 187 mm
Weight (approx.)	1.1 kg

기록 신호 품질

자율신경계, 뇌파, 운전 시뮬레이터를 동기화를 위한 기능

그림 17. 실제 실험에 사용된 장비의 제품규격 시트.

뇌파와 자율신경계 신호를 동기화하여 기록할 수 있으며, 신호 대 잡음 비가 매우 뛰어나.

□ 생체신호 측정 가능 여부의 검증을 위한 사전실험

- 뇌파 및 자율신경계 측정 센서모듈은 동작 아티팩트에 취약하므로, 운전상황에서 대표적인 운전 동작에서 나타나는 동작 아티팩트를 정형화하여 아티팩트 제거 및 측정된 신호의 신뢰성 평가에 이용하고자, 개발한 실험 프로토콜 및 실험환경을 바탕으로 사전실험을 진행함.
- 무사고 운전 경력이 4년 이상인 대학원생 2명(남성, 평균 24세)을 대상으로 오후 3시부터 4시까지 1시간 동안 실험함 (그림 18).
- 피험자는 운전 시뮬레이터에 앉아 정면의 모니터로부터 제시되는 6개의 운전 동작을 수행함.
 - 수행된 동작은 운전대를 왼쪽/오른쪽으로 돌리기, 액셀 페달을 약하게/세게 밟기, 브레이크 페달을 약하게/세게 밟기의 6종류임.
 - 각 운전 동작은 블록당 10번씩 랜덤한 순서로 제시되며, 세 블록 반복함.
 - 실험을 수행하는 동안 32채널 뇌파와 왼손으로부터 광혈류량, 피부전도도, 피부표면온도를 측정함.

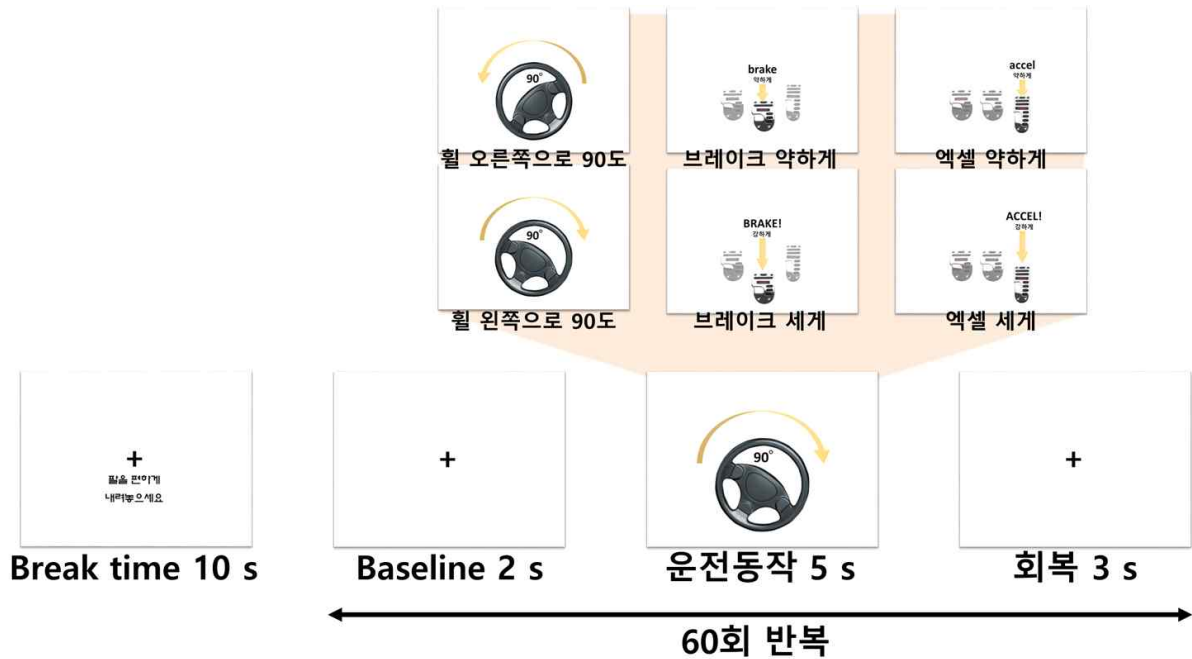


그림 18. 운전 아티팩트 특성분석을 위한 실험 패러다임.

운전대를 왼쪽/오른쪽으로 돌리기, 엑셀 페달을 약하게/세게 밟기, 브레이크 페달을 약하게/세게 밟기의 6종류의 운전 동작을 수행함.

- 페달을 밟는 운전 동작에서는 특징적인 아티팩트가 발생하지 않았으며, 주로 운전대를 조작할 때 아티팩트가 발생함.
- 뇌파: 운전대를 돌리는 동안 뇌파에서 30Hz 이상 주파수 대역의 파워가 증가함 (그림 19).
- 광혈류량: 운전대를 왼쪽으로 돌릴 때는 전체 구간 중 7%에서, 오른쪽으로 돌릴 때는 30%에서 정점을 관측할 수 없었음 (그림 20).
- 피부전도도: 운전대를 돌릴 때 큰 파형 변동(fluctuation)이 관찰됨.
- 피부표면온도: 운전대를 조작할 때 일시적인 온도감소를 보이나, 특이적인 아티팩트는 발생하지 않음.

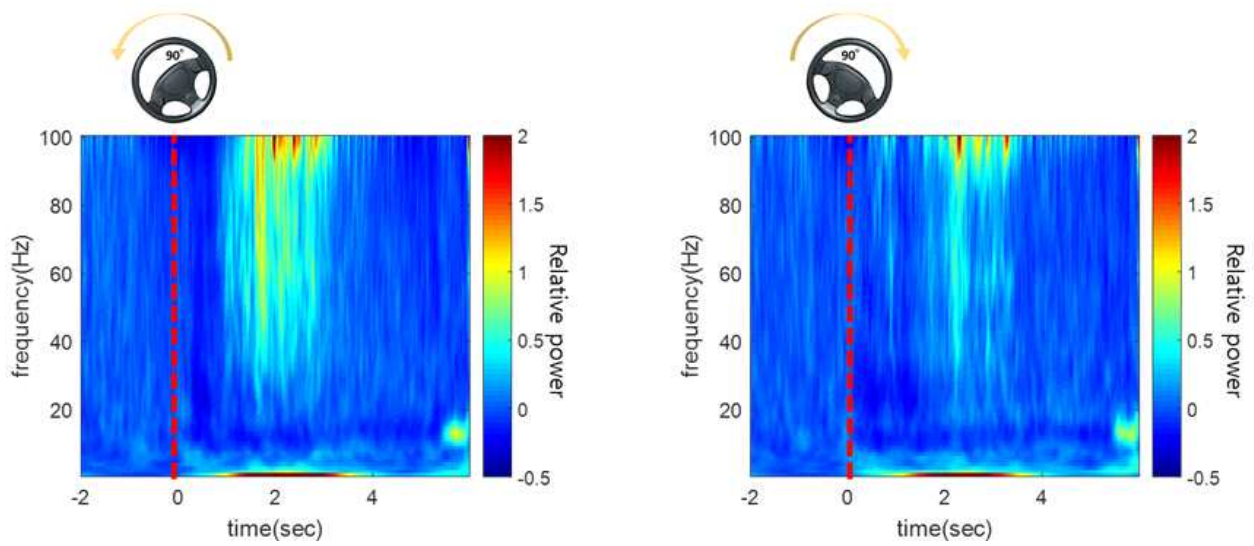
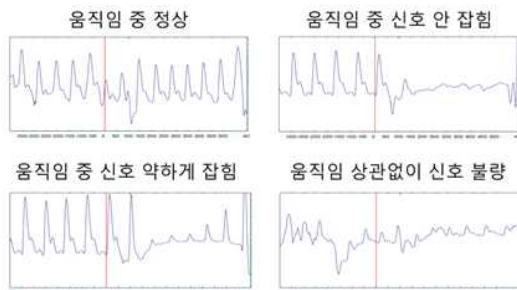


그림 19. 운전대의 좌우 회전 시 뇌파의 시간-주파수 분석. 좌회전과 우회전에 대한 고주파 성분의 파워가 현저히 다르며 이는 움직임에 대한 아티팩트의 영향으로 판단됨.

(a)



(b)

	좌회전	우회전
정상	87%	50%
신호 안 잡힘	7%	30%
신호 약화	-	13%
신호 불량	7%	7%

그림 20. (a) 운전 중 움직임에 따른 광혈류량 신호에 부가되는 아티팩트 파형.

(b) 좌회전 및 우회전에 따른 아티팩트 발생빈도 비교.

□ 생체신호로부터 집중도/피로도 지표를 추출하기 위한 신호 분석 방법 개발

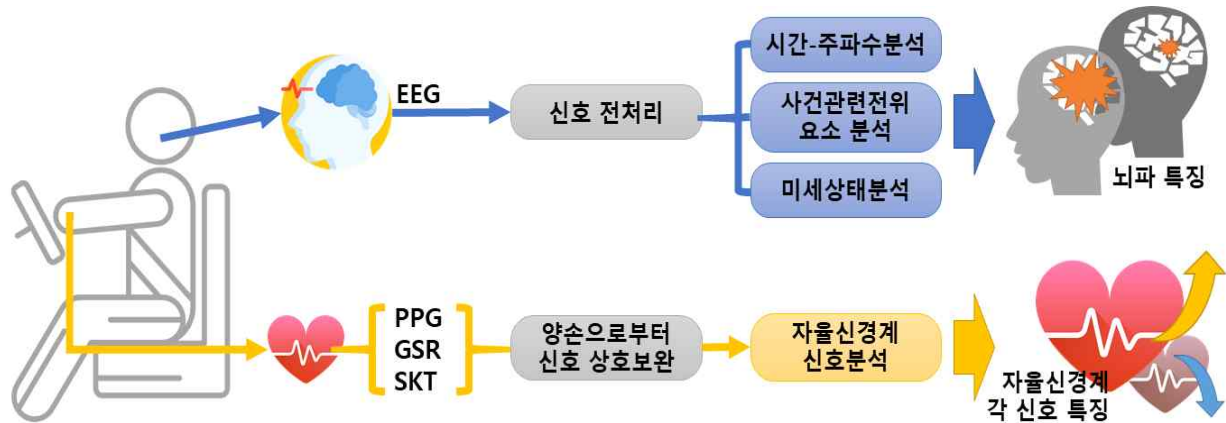


그림 21. 생체신호로부터 집중도/피로도 지표를 추출하기 위해 구현한 신호 분석 절차.

○ 운전 중 측정된 생리신호의 아티팩트 특성분석 및 해결방안 구축

- 사전실험에서 획득된 생리신호를 분석함으로써 운전 동작 중 발생하는 동작 아티팩트를 정형화하였으며 다음과 같이 아티팩트에 대한 대책을 마련함.
- 뇌파에 부가된 30Hz 이상의 고주파 아티팩트는 상체 움직임에 따른 근전도 발생으로 인한 것으로 추정되며, 근전도 제거 알고리즘을 통한 보정 혹은 해당 구간의 제거를 통하여 해결함.
- 자율신경계 생리신호에 의한 동작 아티팩트의 영향이 좌, 우측에서 서로 다른 것은 운전대 조작 시 측정 센서가 부착된 왼팔의 움직임이 현저히 다르기 때문으로 추정하였으며, 이에 대한 대책으로 양손에서 같은 신호를 측정된 뒤 서로 보완하였음.

○ 뇌파 전처리

- 표면 라플라시안(surface Laplacian) 기법을 통해 부피 전도 때문에 두피면상에 공간적으로 넓게 퍼져 나오는 뇌전도 신호 특성을 감쇄하였음.
- 뇌파에 혼합된 운전 동작에 의한 동작 아티팩트는 독립성분분석 방법을 이용하여 제거하거나, 오염이 심한 구간은 시각검사를 통해 분석에서 제외하는 방법을 사용함.

○ 시간-주파수 분석

- 뇌파의 특정 주파수 대역들은 다양한 인지기능의 수행과 관련 있다고 보고되고 있으므로, 두피 뇌파는 세타(4~8Hz), 알파(8~13Hz), 베타(13~30Hz), 감마(30~50Hz) 등 여러 주파수 대역으로 분해하여 분석함.
- 뇌파 주파수 특성의 시간적 변화를 관찰하기 위해 연속 웨이블릿 변환을 기록된 뇌파에 적용함.

○ 사건관련전위 요소(component) 분석

- 사건관련전위는 주로 낮은 주파수 대역의 특성을 보이므로, 기록된 뇌파에 20Hz 저역통과필터를 적용하여 저대역 신호만 걸러냄.
- 돌발 상황 자극 제시 시점을 기준으로 같은 길이의 단일시행(single-trial) 뇌파들로 분할(segmentation)한 후, 모든 단일시행 뇌파를 앙상블 평균(ensemble average)하여, 각 전극에서의 사건관련전위 파형을 얻어냄.
- 각 파형에서의 정점의 극성(polarity) 및 잠복기(latency)를 통해, 사건관련전위 요소들을 정의하고, 각 요소의 진폭(amplitude) 및 잠복기에 대한 통계적 비교를 통해 피험자 그룹 간, 뇌 영역 간, 조건 간 유의한 차이를 관찰함.

○ 미세상태(microstate) 분석

- 뇌파 요소가 다르다는 것은 서로 다른 뇌활동의 앙상블임을 의미하기 때문에, 따라서 서로 다른 미세상태는 다른 뇌 기능을 반영한다고 가정함. 뇌파 미세상태를 통해 시간별 뇌파의 두피면상 분포를 통계적으로 구분하여 집중도/피로도에 대해 특징적으로 나타나는 패턴을 찾아내고자 함.
- 매시간 샘플에 대한 두피면상 분포를 클러스터 분석을 통해 유사성이 있는 두피면상 분포의 시간적 집합을 구성함.

○ 자율신경계 신호 전처리 및 분석

- 심박 변화율: 광혈류량 신호에서 정점을 검출한 후, 정점 간 시간 간격으로부터 심박 변

화율을 계산함. 이후, 심박 변화율의 평균, 표준편차, 주파수 특성을 관찰함.

- 피부전도도 신호 분석: DC 성분을 제거하기 위해 측정된 baseline의 평균값을 제거한 후, 평균, 표준편차, 주파수 특성을 관찰함.
- 피부전도도 반응(skin conductance response, SCR): 자율신경계 활동 변화에 따라 순간적으로 변화하는 피부전도도 반응을 검출한 후, 피부전도도 반응의 발생횟수, 진폭, 지속시간을 계산함.
- 피부표면온도 분석: 구간 내 피부 온도의 평균, 표준편차를 계산함.

○ 선행논문을 통한 생체지표 후보 선정

- 뇌파의 각 주파수 대역의 활동은 서로 다른 인지적 의미를 가지며, 이들은 서로 다르게 집중도/피로도와 관련이 있을 것으로 기대됨.
- 델타 대역(1~4Hz) 활동은 졸음 상태 또는 수면 상태로 접어드는 동안 나타나는 것으로 보고됨[8].
- 세타 대역(4~8Hz) 활동은 낮은 주의력 및 다양한 심리상태를 반영하며, 정보처리 감소와 관계가 있음. 또한, 수면에 들어설 때 알파 대역 성분을 대체하는 것으로 보고됨[8]. 경계상태의 붕괴는 알파와 세타의 출현 비율에 따라 분류할 수 있음이 일찍이 보고된 바 있음 [19]. 인지기능 실험에서 세타파의 지속적인 증가는 피험자가 실제 피로를 느끼기 전부터 나타나는 것으로 보고됨 [13].
- 알파 대역(8~13Hz) 활동은 눈을 감거나 가늘게 뜰 때 활성화됨[20]. 이완 상태에서의 높은 알파 활동은 자극에 대한 반응의 준비력이 낮아져 있음을 의미함[8]. 졸음이 시작되면 알파 리듬이 몇 초간 약해지거나 줄어들었다가 다시 나타나는 모양을 보이며, 완전히 잠이 들게 되면 알파파가 완전히 사라짐 [21].
- 뇌파의 변화는 일반적으로 인지기능 저하가 세타의 증가 및 알파 강도의 변화와 관련되어 있음이 보고되고 있음[22, 23, 24]. 또한, 알파 및 세타파의 변화는 피로 증가 및 작업수행능력 감소와 관련이 있다고 보고됨 [25].
- 베타 대역(13~30Hz) 활동은 경각심, 흥분 등에서 강하게 나타나며 [8], 주로 동작 작업을 수행하는 동안 발생하는 것으로 보고됨 [26].
- 알파 및 세타 리듬의 증가 및 베타파의 감소는 피로 및 졸음 상태를 나타내는 것으로

해석이 되며, 피로가 시작되는 동안 델타 및 세타가 크게 증가함이 보고됨 [10].

- 안전도의 눈 움직임 및 눈 깜빡임 등은 느린 안구 운동과 알파파 빈도 및 진폭 변화와 더불어 졸음 및 피로의 신뢰할 수 있는 지표로 활용할 수 있음 [27]. 깨어 있을 때부터 졸음이 유발될 때까지의 눈 깜빡임 빈도의 변화는 피로 모니터링에 널리 활용되고 있음 [10].
- 심박수는 오랜 야간 운전에서 감소하는 것으로 보고되었으며 [11], 심박수 변화는 운전자의 피로감을 나타내는 것으로 알려져 있음[17]. 운전자의 피로감에 따라 심박수가 크게 감소하는 것으로 알려짐 [10].

○ 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 구축 방안 마련

- 자율신경계 신호 분석을 통해 추출한 지표 후보를 입력으로 하는 기계학습을 통하여 집중도/피로도를 예측하는 알고리즘을 구축함.
- 선정된 생체지표들을 통합하여, 집중도/피로도 조건 간 유의한 차이를 잘 나타내는 생체지표들을 기계학습 기반 다중 회귀모델 생성을 위한 특징 벡터들로 추출함.
- 계산과정을 줄이고 기계학습 성능을 높이기 위해 아래와 같은 특징 벡터 추출 방법을 개발/이용함.
 - 필터 방법은 t-검정, f-검정, 분산분석 등 모수적 통계분석 방법을 통해 검정 통계량 값을 얻거나 특징 벡터와 클래스 간의 상관관계수로부터 가중치를 계산하여 이들의 순위를 정하여 높은 순위의 특징 벡터들을 선택함.
 - 래퍼 방법은 특징 벡터의 수를 증가시켜 가면서 훈련한 분류기를 통해 얻은 정확도를 이용하여 가장 높은 정확도를 얻었을 때 특징 벡터들을 최적의 특징 벡터로 선택하는 순차 특징 선택 알고리즘을 이용하는 방법임.
 - 임베디드 방법은 필터 방법을 통해 높은 순위의 특징 벡터들을 추출한 후, 분류기로부터 얻는 가중치로 특징 벡터들의 순위를 정하여 최적의 특징 벡터들을 선택하는 방법이며, 서포트 벡터 머신 분류기를 사용하여 이진 분류 시에 위 방법을 적용하는 SVM-RFE (SVM classifier – recursive feature elimination) 방법을 이용할 수 있음.
- 위 방법에 따라 패턴분류를 위해 최적화된 특징 벡터를 획득하고 이를 통계적 비교 방법에 따른 지표와 비교하고자 하였음.

- 심층신경망 (deep neural network) 분석: 심층신경망은 여러 은닉층을 거치면서 입력정보로부터 중요한 특징을 인코딩하며, 인코딩된 은닉층 뉴런 출력값들을 인과추론 분석을 위한 특징값으로 사용할 수 있음. 이 과정을 통해 데이터의 차원을 감소시키고 데이터 내에 존재하는 예상치 못한 변이요인을 제거할 수 있음. 또한, 은닉층 출력값 생성 과정을 역추적 함으로써 뇌파 지표와 자율신경계 신호 간의 관계 형성에 이바지하는 요인을 추정할 수 있음.

2-2. 2차 연도

가. 개발목표: 자율신경계 기반 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발함.

○ 핵심 성과목표

- 1) 운전 중 측정한 뇌파와 자율신경계 신호 간 관계성을 통계적 방법으로 모델링하여 자율신경계 신호의 뇌파 대체 가능성을 확인함.
- 2) 자율신경계 신호만을 이용하여 운전자의 집중도/피로도를 예측하는 알고리즘을 개발함.

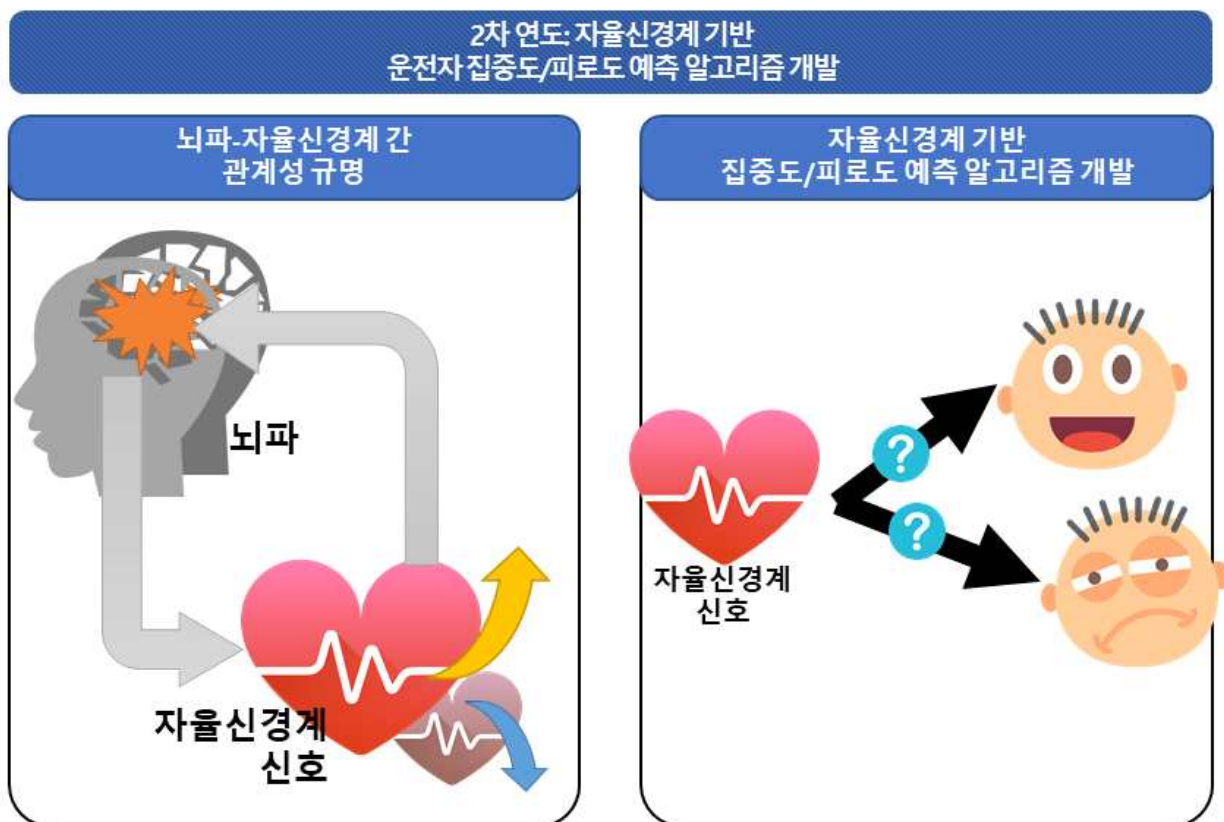


그림 22. 2차 연도 개발목표 및 핵심 성과목표 개요도

나. 개발 내용 및 범위

1) 뇌파-자율신경계 간 관계성 규명

□ 운전 피로도를 나타내는 뇌파 지표 추출

- 연세대학교 원주캠퍼스 학부생과 대학원생 총 21명(남 19명, 여 2명, 평균연령 24세, 평균 운전 경력 4년)을 대상으로 피로도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜을 수행함.

○ 비디오 판독을 통한 피로도 평가

- 비디오 판독결과, 실험이 진행됨에 따라 대다수 피험자의 피로도 점수가 증가함 (그림 23).
- 본 연구에서는 7~9점을 피로하다고 판단하였으며, 이는 다른 연구들에서 정의한 피도 기준과 매우 유사함 [28, 29, 30, 31, 32, 33]. 이후 피로도 점수가 높을 때($KSS \geq 7$)와 낮을 때($KSS < 7$)의 생리신호를 비교하여 운전 피로도를 반영하는 지표를 찾아내고자 하였음.

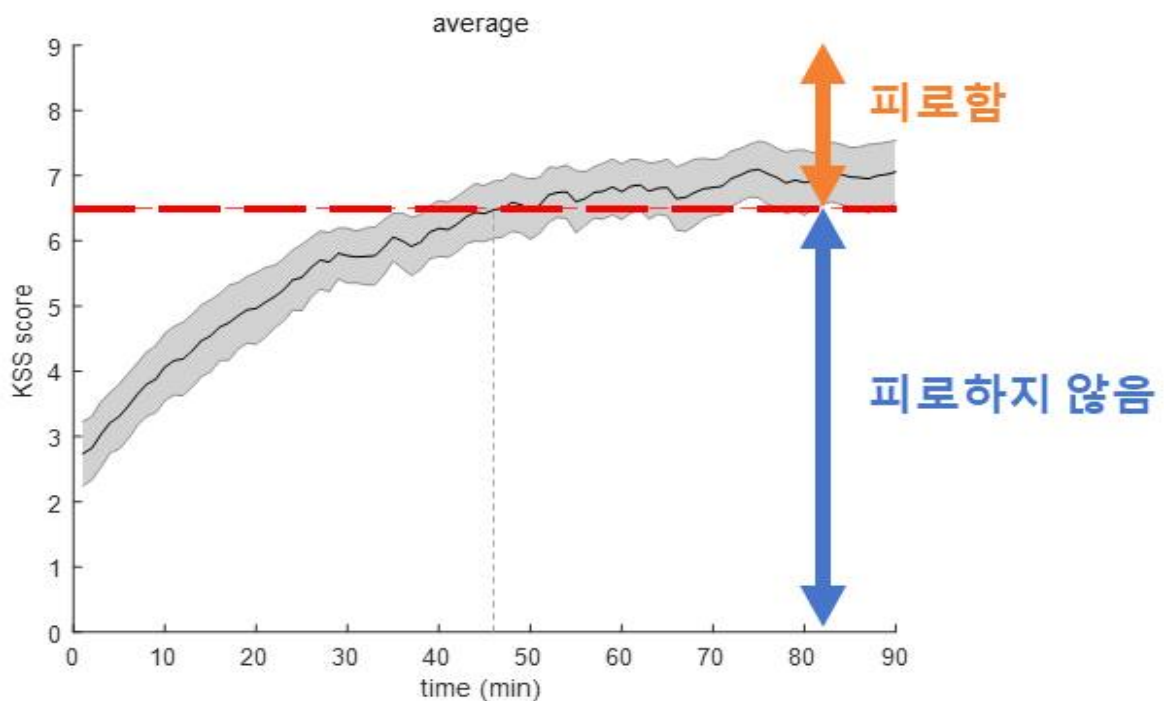


그림 23. 피험자 21명의 운전 피로도를 연구원 5명이 비디오를 판독한 결과의 평균(검은 선) 및 표준 오차(회색 영역). 빨간 점선 위를 피로한 상태, 아래를 피로하지 않은 상태로 구분함.

실험이 진행됨에 따라 대다수 피험자의 피로도 점수가 증가함을 확인함.

○ 시간-주파수 분석을 통한 피로도를 나타내는 뇌파 특징 추출

- 운전 진행에 따른 각 주파수 성분의 변화를 확인하고자, 1분 시간 해상도와 1Hz 주파수 해상도를 갖는 시간-주파수 맵을 계산함 (그림 24, 25, 26).
 - 각 피험자로부터 실험 초기 1분 및 실험 수행 90분 시간 구간에 대해 단시간 푸리에변환 (Short-time fourier transform)을 수행하여 주파수 성분을 추정함.
 - 단시간 푸리에 변환 시 모든 전극 채널에서 해밍 창(hamming window)을 이용하여 자른 1분 길이(200개의 데이터 포인트, 주파수 해상도 1 Hz) 신호의 시간-주파수 성분을 추정함.
 - 실험 초기 1분의 시간주파수 성분을 기준값(baseline)으로 하여 자극 제시 동안의 시간주파수 성분 값과 기준값의 차를 기준값으로 나누는 기준선 보정(baseline correction)을 시행하여 실험 초기 1분 대비 상대적 파워 변화량(relative change)을 계산함.
- 피험자별 분당 피로도 점수에 따라 피로할 때($KSS \geq 7$)와 피로하지 않을 때($KSS < 7$)의 조건으로 나누어, 조건 간 비교(t-test)를 통해 두피면상 분포상에서 유의한 차이($p < 0.05$)를 보이는 주파수 및 위치를 관찰함 (그림 27).
 - 전체 피험자로부터 추출한 매 1분 길이의 시간-주파수 성분에 대해 모든 전극 채널에서 델타(1~4 Hz), 세타(4~8 Hz), 알파(8~15 Hz), 베타(15~30 Hz) 주파수 대역 별로 평균한 후, KSS 점수 7점을 기준으로 피로도가 낮은 조건, 피로도가 높은 조건으로 분류함.
 - 각 전극에서의 상대적 파워 변화량이 피로도 조건 간 차이를 보이는지 검정하기 위해 모든 전극 채널에 대해 독립성분 t-검정 (independent sample t-test)을 수행함.
 - 그림 27의 하단 열은 각 주파수 대역 별로 독립성분 t-검정을 수행한 결과로 얻은 t 통계량에 대해 두피면상 분포를 나타냄.
 - 빨간색은 피로도가 낮은 조건에서의 주파수 성분이 피로도가 높은 조건 대비 더 큰 것을 나타내고, 파란색은 피로도가 높은 조건에서의 주파수 성분이 피로도가 낮은 조건 대비 더 큰 것을 나타냄.
 - 통계검정 결과 유의수준 5% 이내에 해당하는 전극 채널을 진한 검은 점으로 표기함.
- 피로도가 증가에 따라 다음과 같은 주파수 대역 특성을 확인하였음.
 - 델타(1~4Hz) 대역 파워가 두정 영역에서 유의하게 감소.

- 세타(4~8Hz) 대역 파워가 전두 영역에서 유의하게 증가.
- 알파(8~15Hz) 대역 파워가 전 영역에 걸쳐 유의하게 증가.
- 베타(15~30Hz) 대역 파워가 전두-중심 영역에 걸쳐 작게 증가.

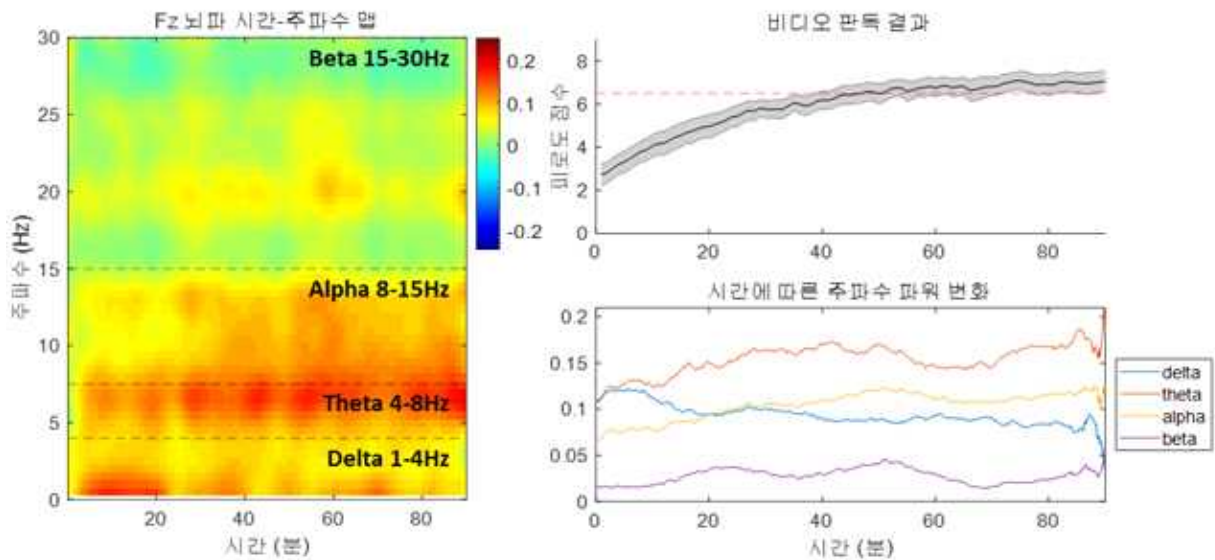


그림 24. (좌) Fz 채널에서의 시간-주파수 맵. 처음 1분 주파수 성분 대비 증감률을 색깔로 표시함. (우) 비디오 판독결과와 시간에 따른 주파수 대역별 파워 변화의 비교. 피로도가 증가함에 따라 델타 대역(파랑) 파워가 감소하고 세타(주황) 및 알파 대역(노랑) 파워가 증가함.

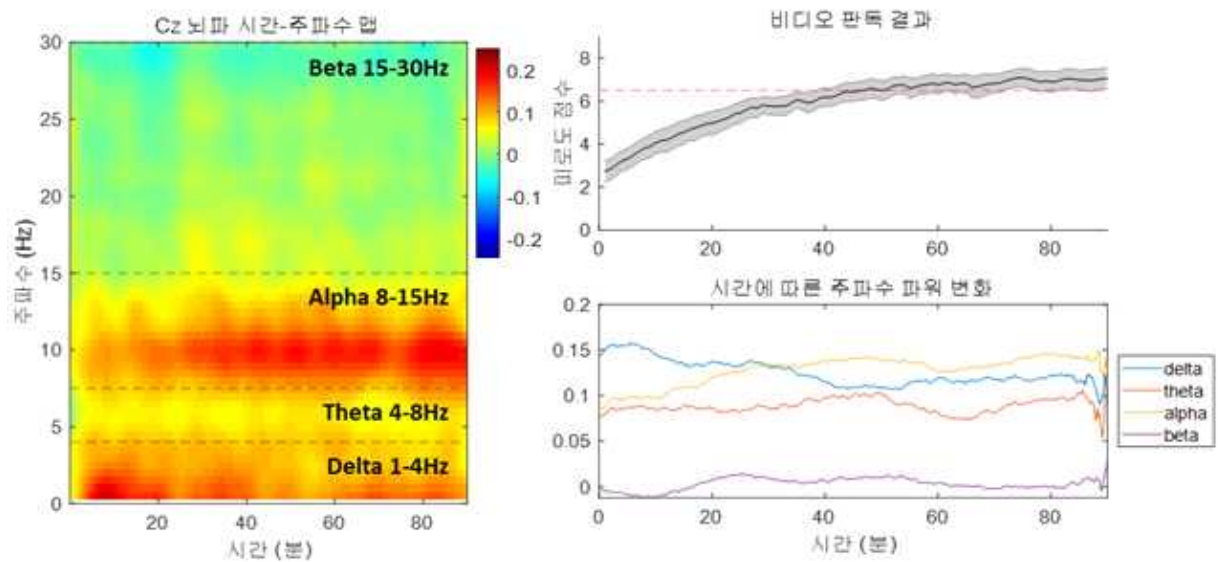


그림 25. (좌) Cz 채널에서의 시간-주파수 맵. 처음 1분 주파수 성분 대비 증감률을 색깔로 표시함. (우) 비디오 판독결과와 시간에 따른 주파수 대역별 파워 변화의 비교
피로도가 증가함에 따라 델타 대역(파랑) 파워가 감소하고 알파 대역(노랑) 파워가 증가함.

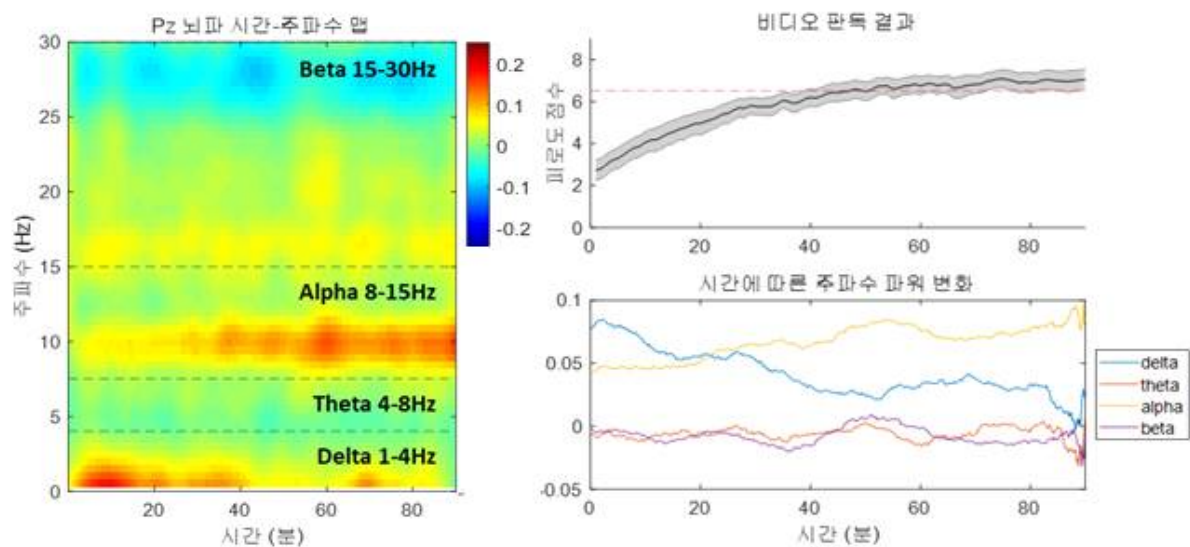


그림 26. (좌) Pz 채널에서의 시간-주파수 맵. 처음 1분 주파수 성분 대비 증감률을 색깔로 표시함. (우) 비디오 판독결과와 시간에 따른 주파수 대역별 파워 변화의 비교.
피로도가 증가함에 따라 델타 대역(파랑) 파워가 감소하고 알파 대역(노랑) 파워가 증가함.

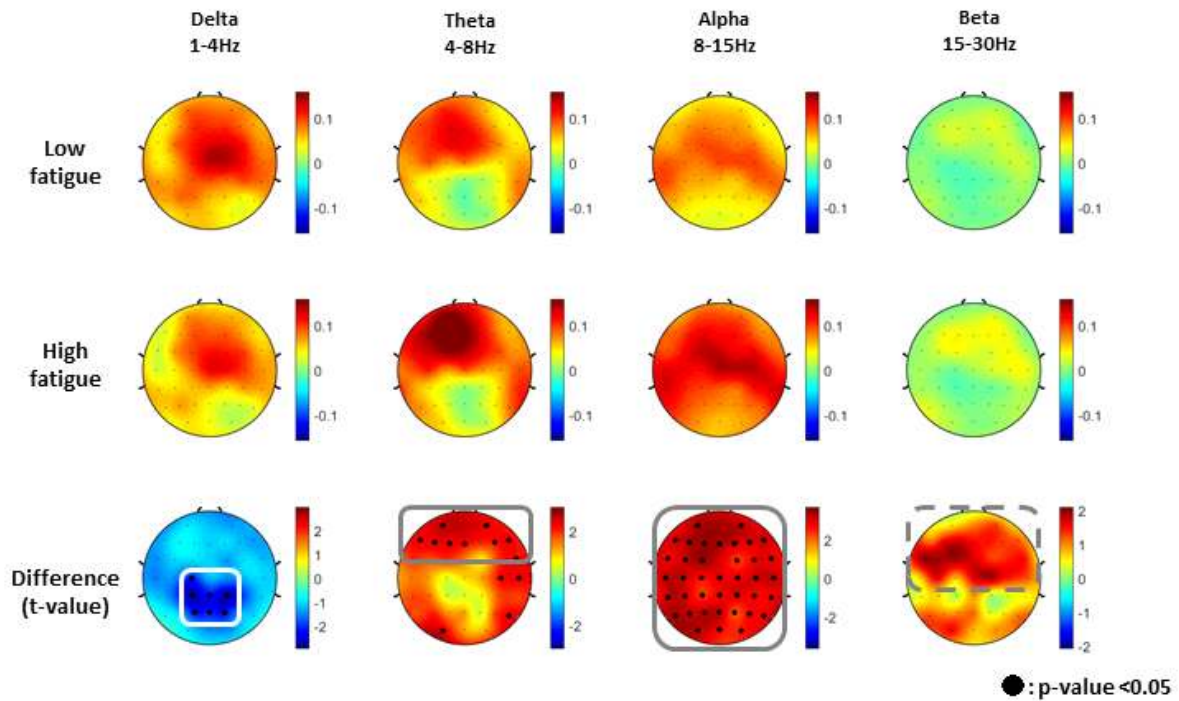


그림 27. 피로도 조건에 따른 주파수 성분의 두피면상 분포.

위: 피로하지 않은 조건의 주파수 성분, 중간: 피로한 조건의 주파수 성분. 처음 1분 주파수 성분 대비 증감률을 색깔로 표시함. 아래: 조건 간 비교 결과(t-value)를 색깔로 표시하였으며, 두 조건 간에 통계적으로 유의한 차이($p < 0.05$)를 보이는 부분을 검은 점으로 표시함.

- 위 뇌파 특징이 피로도를 잘 설명할 수 있는지 판단하고자 피로도 점수와 주파수 성분 간 상관관계 분석을 수행함 (그림 28).
- 피험자별로 실험 수행 동안 매 1분 길이의 시간-주파수 성분 샘플에 대해 모든 전극 채널에서 델타(1~4 Hz), 세타(4~8 Hz), 알파(8~15 Hz), 베타(15~30 Hz) 주파수 대역 별로 평균한 후, 스피어만 상관관계(Spearman correlation) 분석을 수행하여 각 주파수 대역 및 전극 채널에 해당하는 샘플의 주파수 성분 크기와 KSS 점수 간의 상관성을 관찰함.
- 그림 28은 각 피험자에서 상관관계 분석결과로 얻은 스피어만 상관계수를 전체 피험자에 대해 평균하여 나타낸 두피면상 분포임. 빨간색은 KSS 점수 증가에 따라 주파수 성분 크기가 증가하는 것을 나타내며, 파란색은 KSS 점수 증가에 따라 주파수 성분 크기가 감소하는 것을 나타냄.
- 각 피험자에서 상관관계 분석 검정결과로 얻은 통계적 유의수준은 다중비교문제

(multiple comparison)를 해결하기 위해 FDR(false discovery rate) 보정을 수행하였으며, 피셔 방법 (Fisher's method)을 이용하여 전체 피험자에 대한 유의수준으로 통합하였음. 보정된 유의수준 0.1 % 이내에 해당하는 전극 채널을 검은 점으로 표기함.

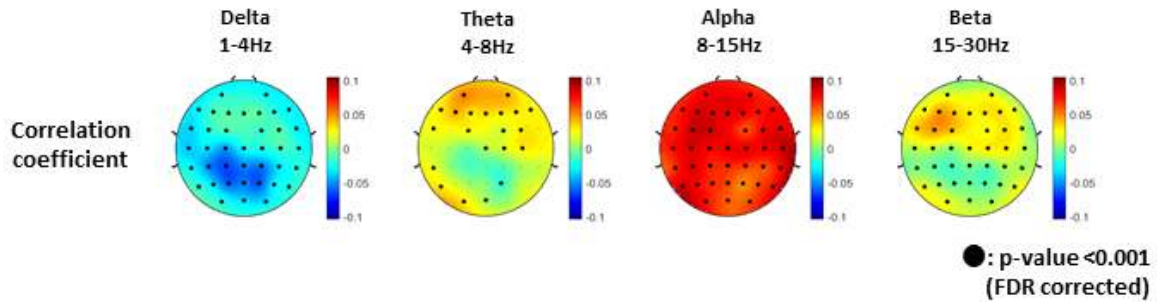


그림 28. 피로도 점수와 주파수 성분 간 상관관계 분석결과.

상관계수를 색깔로 나타내었으며 보정된 p-value가 0.001 미만인 채널을 검은 점으로 표시함. (모든 피험자에 대한 P-value는 FDR 보정을 거친 후, fisher 방법으로 대푯값을 계산하였음.)

- 조건 간 유의한 차이를 보였던 주파수-위치와 상관계수가 높았던 주파수-위치가 일치함.
- 이는 뇌파의 주파수 영역 특징을 통하여 피로도가 높고 낮음 뿐만이 아니라, 피로도의 점진적인 증감에 관해 설명할 수 있음을 의미함.
- 조건 간 비교 및 상관관계 분석을 통해 찾은 특징들이 분당 피로도 점수에 의한 차이를 잘 반영함.

○ 피로도를 반영하는 뇌파 특징에 대한 고찰

- 전두 영역 세타(4~8Hz), 전 영역에 걸친 알파(8~15Hz) 대역 주파수 대역별 파워 증가는 시각 주의 기능(visual attention) 및 인식(awareness) 저하로 해석할 수 있음.
- 많은 선행연구에서 피로도가 증가할수록 알파 대역 파워가 증가하는 것으로 보고하고 있으며, 본 연구의 결과와 일치함 [19, 34, 35].
- 피로에 의한 알파 대역 파워의 증가는 두피 전 영역에 걸쳐 나타나며, 두정부(parietal)에서 후두부(occipital)에 걸쳐 뚜렷하게 나타나는 것으로 알려져 있음 [33, 36].

- 본 연구 결과에서는 전두부 알파, 베타(15~30Hz) 대역의 증가가 함께 나타났기 때문에 후두부 알파가 가장 크게 했다고 말하기는 어려우나, 전 영역에서 뚜렷하게 증가함.
- 세타 대역 파워는 알파 다음으로 피로도의 증가를 민감하게 반영하는 것으로 알려져 있으며[19], 본 연구에서는 전두 영역에서 증가함.
- 두정 영역 델타(1~4Hz) 대역 파워의 감소 및 전두-중심 영역 베타 대역 주파수 파워의 증가는 운전자가 피로를 이겨내기 위해 의식적으로 노력하였기 때문에 나타나는 활동으로 해석됨.
- 델타 및 베타 대역은 알파 및 세타 대역보다 운전 피로도에 대해 민감하지 않으며[19], 델타 대역은 분석대상에서 제외되기도 함 [38].
- 피로에 의한 베타 대역 파워의 감소는 피로를 이겨내기 위한 노력으로 관측되지 않을 수 있음 [37].
- 전두부 베타 대역 파워는 집중력이 필요한 과업을 수행할 시 증가하는 것으로 알려져 있음 [39].

□ 운전 집중도를 나타내는 뇌파 지표 추출

- 연세대학교 원주캠퍼스 학부생과 대학원생 총 20명(남 18명, 여 2명, 평균연령 23.9세, 평균 운전 경력 5.1년)을 대상으로 집중도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜을 수행함.

○ 돌발 상황에 대한 반응시간을 통한 집중도 평가

- 운전 시간이 지속됨에 따라 앞차에 대한 시선 유지를 위해 필요한 집중도가 감소하게 되므로, 초기 시간의 집중도는 높고 실험 종료 시점의 집중도는 낮을 것으로 유추할 수 있으며, 유사 결과들이 보고된 바 있음 [33].
- 매 차선 이탈상황에서, 차선 이탈이 시작된 시점으로부터 운전자가 운전대를 최대로 회전하였을 때의 각도의 1%가 되는 시점까지의 시간을 차선 이탈에 대한 반응시간으로 정의함 (그림 29).

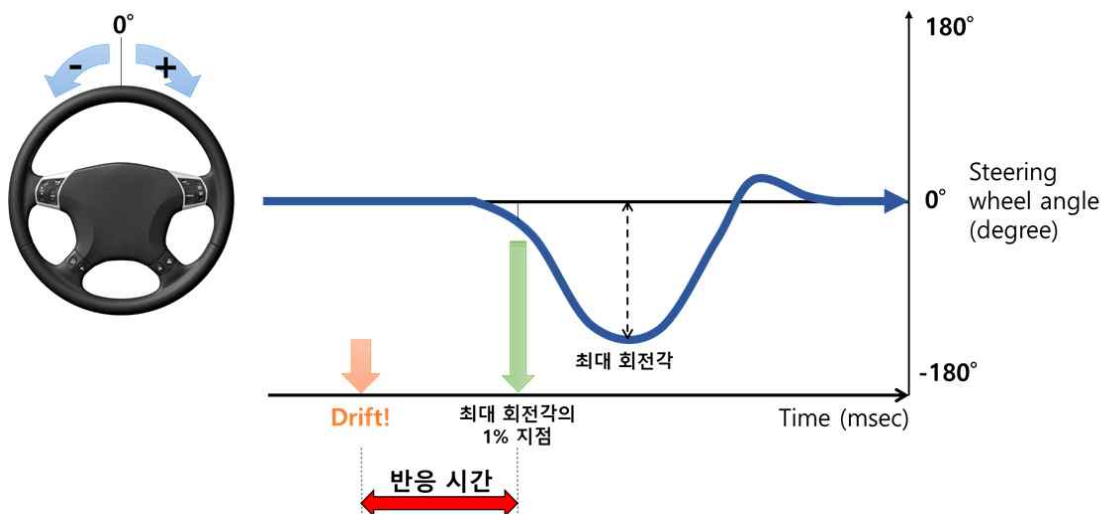


그림 29. 차선 이탈에 대한 운전대 조작까지의 반응시간 정의 방법.

차선 이탈이 시작된 시점으로부터 운전대를 최대로 돌렸을 때의 각도의 1%가 되는 시점까지를 반응시간으로 정의함.

- 매 앞 차량의 급정지 상황에서, 앞 차량의 후미등이 점멸하기 시작한 시점으로부터 운전자가 브레이크 페달을 밟기 시작한 시점까지의 시간을 급정지 상황에 대한 반응시간으로 정의함.

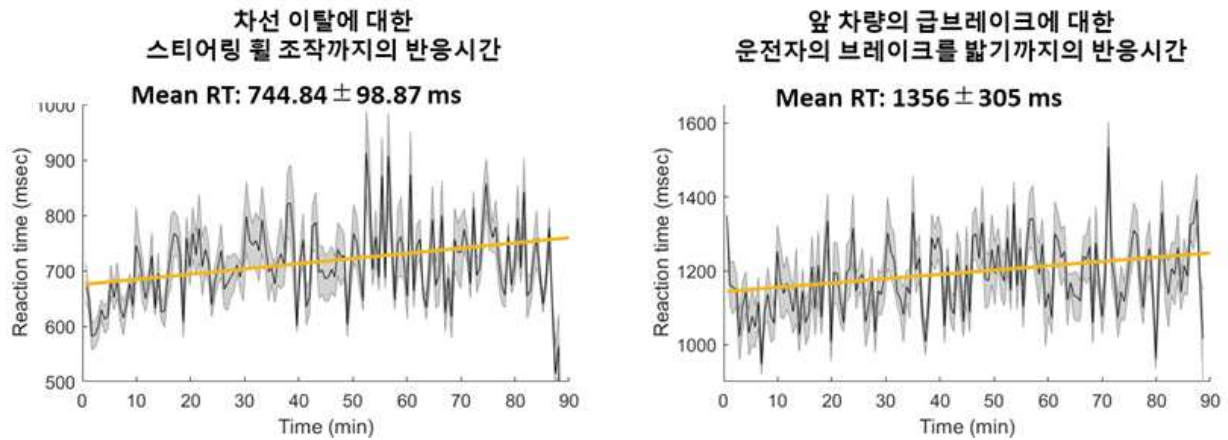


그림 30. 피험자 20명의 각 돌발 상황에 대한 반응시간

(좌) 차선 이탈에 대한 반응시간, (우) 앞 차량의 급정지에 대한 반응시간

반응시간의 선형 회귀선을 노란색으로 표시함.

- 실험이 진행됨에 따라 두 돌발 상황에 대한 반응시간이 증가하는 것을 확인함 (그림 30).

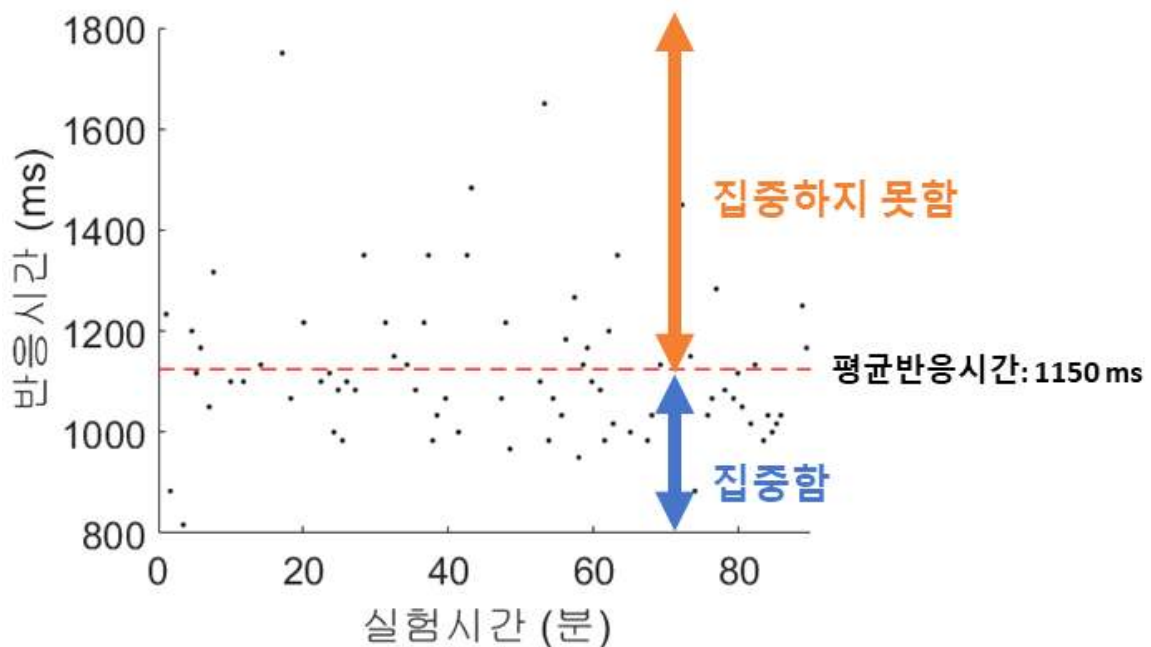


그림 31. 집중하는 상태와 집중하지 못하는 상태를 구분하는 예시 (피험자 1번)

피험자별 반응시간이 평균 반응시간보다 빠르면 집중을 잘 한 상태, 평균 반응시간보다 느리면 집중하지 못한 상태로 정의하여 이후 생리신호 분석을 수행함.

- 본 연구에서는 각 피험자에서 모든 반응시간의 평균값을 기준으로 평균 반응시간보다 빨리 반응한 시행을 집중하고 있는 상태, 평균 반응시간보다 느리게 반응한 시행을 집중하지 못하는 상태로 판단하였으며 이후 생리신호의 집중도를 구분할 때의 기준으로 사용하였음 (그림 31).

○ 사건관련전위 요소 분석을 통한 집중도 반영 뇌파 특징 추출

- 집중도 관련 뇌 활동은 돌발 상황에 대한 반응시간 이전에 나타날 것으로 기대하였으며, 집중도가 높고 낮은 두 조건에 대하여 조건별 사건관련전위를 구하였음.
 - 돌발 상황이 제시된 시점을 기준으로 -200~1500ms를 하나의 분석구간으로 나눔.
 - 20Hz 저역통과 필터를 적용하고 각 단일시행 뇌파에서 -200~0ms까지의 평균 전위를 전체 구간에서 빼 줌으로써 기준 신호 전위를 바로잡았음.
 - 피험자마다 반응시간의 중앙값을 기준으로 집중하고 있는 상태와 집중하지 못하는 상태로 단일시행 뇌파의 조건을 구분하였음.
 - 모든 단일시행 신호들을 앙상블 평균하여 피험자마다 조건별 사건관련전위 파형을 얻은 후, 모든 피험자의 집단 평균 사건관련전위 파형을 얻었음.
- 조건 간 비교(t-test)를 통해 사건관련전위 파형 및 두피면상 분포상에서 유의한 차이 ($p < 0.05$)를 보이는 시간 및 위치를 관찰함.
 - 피험자별로 계산한 피로도 조건에 따른 앙상블 평균 사건관련전위 신호로부터 C3, Cz, C4 전극 채널에 해당하는 앙상블 평균 신호 및 P3, Pz, P4 전극 채널에 해당하는 앙상블 평균 신호를 각각 평균함.
 - 전체 피험자에 대해 각 시간 포인트에서 대응성분 t-검정(dependent sample t-test)을 수행하여 C3, Cz, C4 전극 채널 평균 사건관련전위 및 P3, Pz, P4 전극 채널 평균 사건관련전위 신호의 크기가 피로도 조건에 따른 차이를 보이는지 검정함.
 - C3, Cz, C4 전극 채널 평균 사건관련전위 신호의 경우 돌발 상황1 자극 제시 이후 300~400ms 시간 구간에 해당하는 시간 포인트들에서 피로도 조건 간 유의미한 차이를 보였으며, P3, Pz, P4 전극 채널 평균 사건관련전위 신호의 경우 돌발 상황1 자극 제시 이후 400~700ms 시간 구간에 해당하는 시간 포인트들에서 피로도 조건 간 유의미한 차이를 보였으므로 각 해당 시간 구간을 관심 시간 구간으로 설정함.
 - 피험자별로 모든 전극 채널에 대해 각 관심 시간 구간 300~400ms, 400~700ms 시간

동안의 사건관련전위 신호 크기의 평균을 계산하였으며 전체 피험자에 대해 모든 전극 채널에서 대응표본 t-검정을 수행하여 평균 사건관련전위 신호 크기가 피로도 조건에 따른 차이를 보이는지 검정함.

- 그림 32의 우측 상단은 관심 시간 구간 300~400ms에 대해 피로도 조건별로 사건관련전위 신호의 평균 진폭에 대한 두피면상 분포, 대응표본 t-검정 수행 결과 t 통계량에 대한 두피면상 분포를 나타냄. t 통계량이 양수일 경우 빨간색으로 집중도가 높은 조건에서의 평균 진폭이 집중도가 낮은 조건보다 더 큰 것을 나타내고, t 통계량이 음수일 경우 파란색으로 집중도가 낮은 조건에서의 평균 진폭이 집중도가 높은 조건보다 더 큰 것을 나타냄.
- 그림 32의 좌측 하단은 관심 시간 구간 400~700ms에 대해 피로도 조건별로 사건관련전위 신호의 평균 진폭에 대한 두피면상 분포, 대응표본 t-검정 수행 결과 t 통계량에 대한 두피면상 분포를 나타냄. t 통계량이 양수일 경우 빨간색으로 집중도가 높은 조건에서의 평균 진폭이 집중도가 낮은 조건보다 더 큰 것을 나타내고, t 통계량이 음수일 경우 파란색으로 집중도가 낮은 조건에서의 평균 진폭이 집중도가 높은 조건보다 더 큰 것을 나타냄.
- 그림 33은 돌발 상황2 자극 제시에 따른 피로도 조건별 사건관련전위 신호와 조건에 따른 차이를 나타낸 것으로 그림 32에서와 같은 분석방법을 적용하였음.

- 돌발 상황 1) 운전자의 차량이 갑자기 차선을 이탈하는 상황을 쫓을 때:

- 집중도가 떨어졌을 때, 300~400ms 사이에서 중심-두정부의 음의 정점의 진폭이 감소함 (그림 32, 위).
- 집중도가 떨어졌을 때, 400~700ms 사이의 두정-후두부의 양의 정점의 진폭이 감소하며, 정점 발현시간(peak latency)의 지연을 보임 (그림 32, 아래).

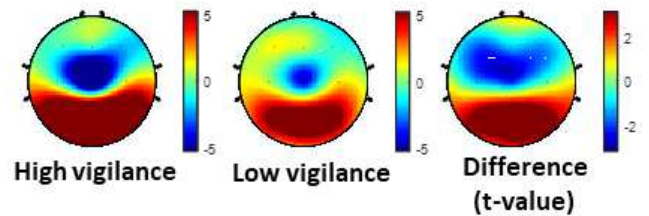
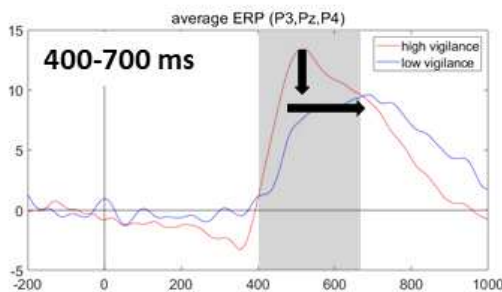
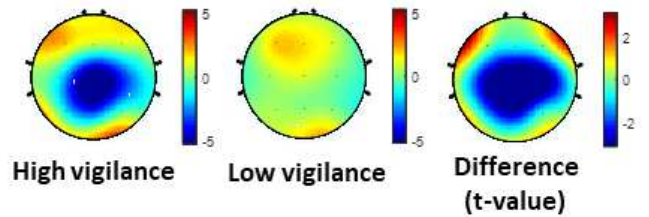
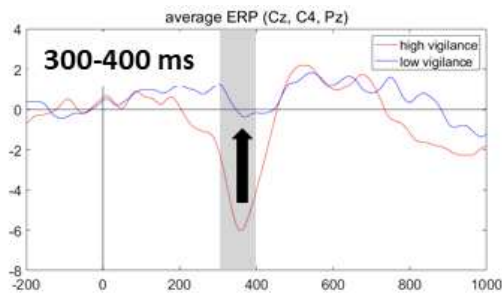


그림 32. 차선 이탈상황을 쫓을 때, 주요 채널에서의 평균 사건관련전위 파형 및 조건 간 유의한 차이를 보이는 시간 구간에서의 전위 두피면상 분포 간 차이 (t-value)

- 돌발 상황 2) 앞 차량이 급정지하는 상황을 쫓을 때:

- 집중도가 떨어졌을 때, 250~300ms 사이에서 측두-두정부의 양의 정점의 진폭이 감소함 (그림 33, 위).
- 집중도가 떨어졌을 때, 400~700ms 사이에서 두정-후두부의 양의 정점의 진폭이 감소함 (그림 33, 아래).

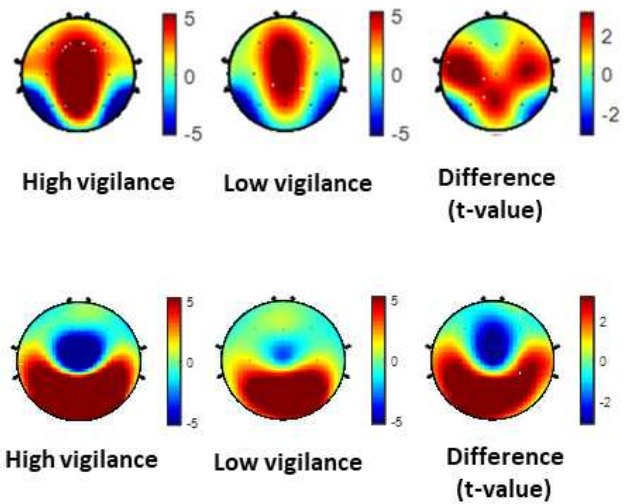
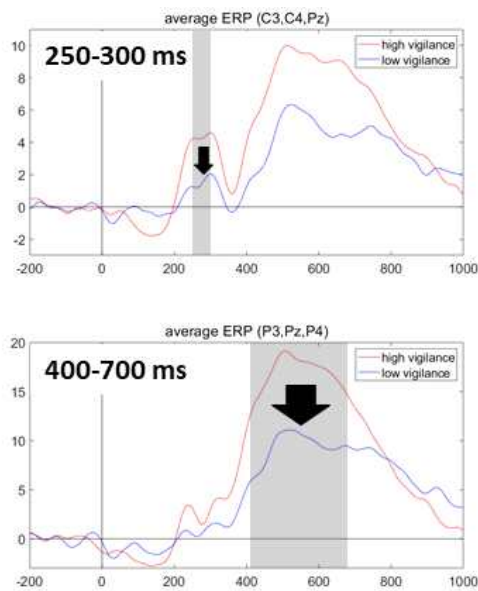


그림 33. 앞 차량의 급정지 상황을 쫓을 때, 주요 채널에서의 평균 사건관련전위 파형 및 조건 간 유의한 차이를 보이는 시간 구간에서의 전위 두피면상 분포 간 차이 (t-value)

○ 집중도를 반영하는 사건관련전위 특징에 대한 고찰

- 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 300ms 근방의 돌발 상황 인식과 관련된 초기 사건관련전위 요소가 감소함.
- **돌발 상황 1)** 운전자의 차량이 갑자기 차선을 이탈하는 상황을 쫓을 때: 300~400ms 사이에서 중심-두정부 음의 정점 진폭감소는 움직임에 대한 인식능력의 감소와 관련이 있는 것으로 생각됨. 자신의 차량이 미끄러져 회전하는 상황을 재빨리 포착하는 능력이 감소하여, 이후 대처속도에 차이를 보인 것으로 해석할 수 있음.
- **돌발 상황 2)** 앞 차량이 급정지하는 상황을 쫓을 때: 250~300ms 사이에서 측두-두정부 양의 정점 진폭감소는 시각 인식능력의 감소와 관련이 있는 것으로 생각됨 [40]. 앞 차량 후미등의 점멸을 포착하는 능력이 감소하여, 대처속도에 차이를 보인 것으로 해석할 수 있음.
- 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 두정-후두부에 걸쳐 400~700ms의 주의력 관련 사건관련전위 요소가 감소함.
- 지루한 운전 중 auditory oddball task를 수행할 때, 빠른 반응을 보인 시행보다 느린 반응을 보인 시행에서 300~800ms 구간의 중심-두정부 양의 정점 진폭의 감소가 보고되었으며, 이를 주의력과 관련된 P300 요소로 해석함 [33, 39].

○ 시간-주파수 분석을 통한 집중도 반영 뇌파 특징 추출

- 모든 단일시행에 대한 시간-주파수 맵을 계산하여 집중도가 높고 낮음에 따라 분류함.
- 돌발 상황이 제시된 시점을 기준으로 - 200~1000ms를 하나의 분석구간으로 나눔.
- 각 단일시행 사건관련전위 신호에서 50ms 시간 해상도와 1Hz 주파수 해상도를 갖는 시간-주파수 맵을 계산함.
- -200~0ms까지의 평균 주파수 대역별 파워를 기준으로 상대적 주파수 대역별 파워의 증감률을 계산함.
- 피험자마다 반응시간의 중앙값을 기준으로 집중하고 있는 상태와 집중하지 못하는 상태로 단일시행 뇌파의 조건을 구분하였음.
- 모든 단일시행에 대한 시간-주파수 맵을 앙상블 평균하여 피험자마다 조건별 시간-주파수 맵을 얻은 후, 모든 피험자의 집단 평균 시간-주파수 맵을 얻었음.

- 모든 시간-주파수 포인트에서 조건 간 비교(t-test)를 통해 시간-주파수 맵 및 두피면상 분포상에서 유의한 차이($p < 0.05$)를 보이는 시간 및 위치를 관찰함.

- **돌발 상황 1)** 운전자의 차량이 갑자기 차선을 이탈하는 상황을 쫓을 때:

- 집중도가 떨어졌을 때, 100~900ms 세타 대역 및 500ms 이후의 알파 대역이 증가하는 경향을 보임 (그림 34, 상단).
- 집중도가 떨어졌을 때, 230~260ms 사이에서 두정-측두부 베타 대역이 유의하게 증가함 (그림 34, 하단 왼쪽의 두피면상 분포).
- 집중도가 떨어졌을 때, 485~585ms 사이에서 왼쪽 측두-후두부 베타 대역이 유의하게 증가함 (그림 34, 하단 오른쪽의 두피면상 분포).

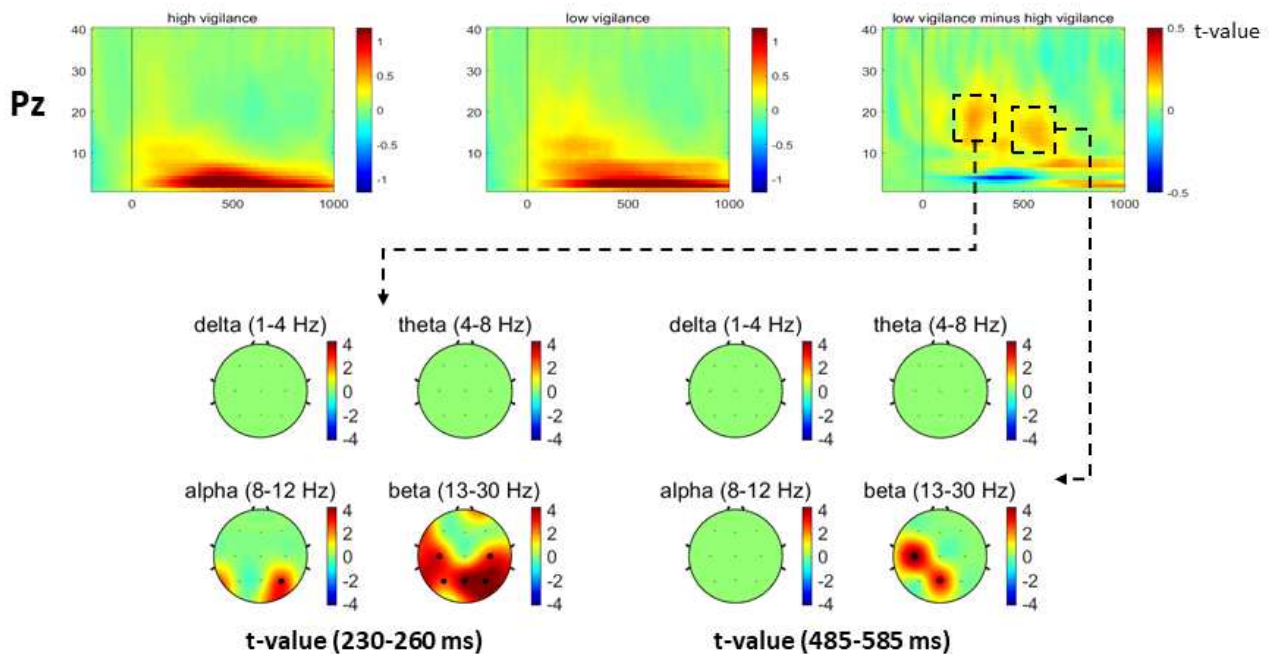


그림 34. 차선 이탈 상황을 쫓을 때, 상단: Pz 채널에서의 시간-주파수 맵
하단: 유의한 차이를 보이는 시간 구간에서의 두피면상 분포의 조건 간 차이 (t-value)

- 돌발 상황 2) 앞 차량이 급정지하는 상황을 봤을 때:

- 집중도가 떨어졌을 때, 100~900ms 세타 대역 및 500ms 이후의 알파 대역이 증가하는 경향을 보임 (그림 35, 상단).
- 집중도가 떨어졌을 때, 450~650ms 사이에서 후두부 알파와 두정-측두부 베타 대역이 유의하게 증가함 (그림 35, 하단).

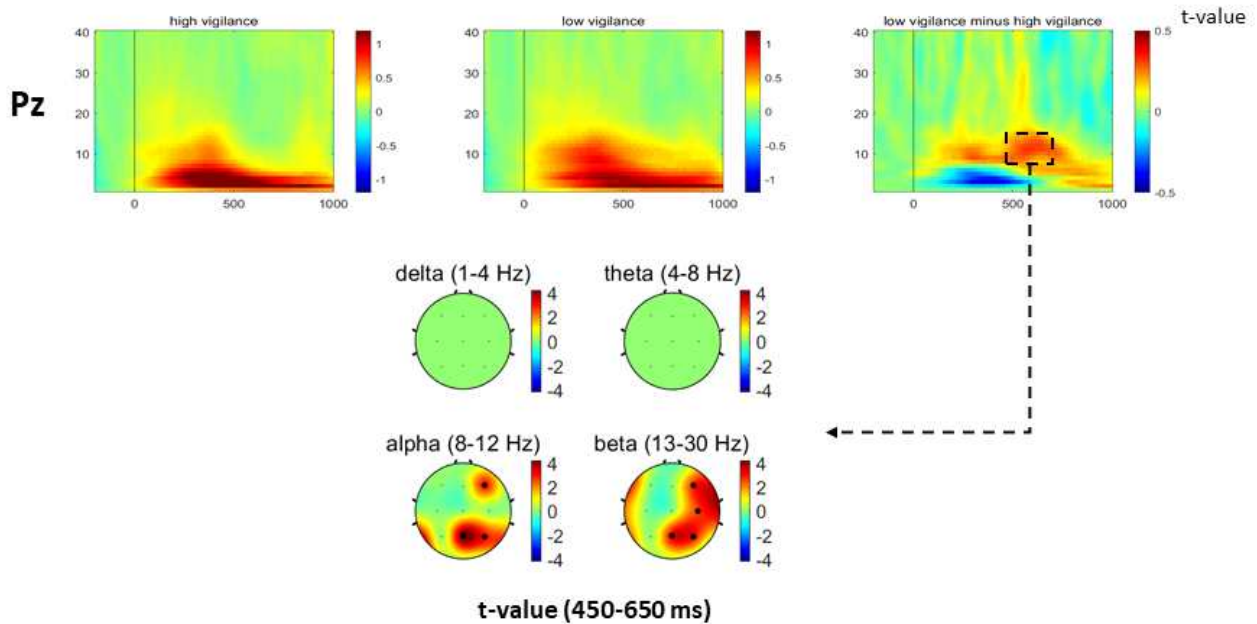


그림 35. 앞 차량의 급정지 상황을 봤을 때, 상단: Pz 채널에서의 시간-주파수 맵
하단: 유의한 차이를 보이는 시간 구간에서의 두피면상 분포의 조건 간 차이 (t-value)

○ 집중도를 나타내는 시간-주파수 특징에 대한 고찰

- 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 300ms 근방의 돌발 상황을 인식하기 위한 초기 요소가 감소하는 것으로 생각됨.
- 200~500ms의 세타 대역 파워의 감소와 알파 대역 파워의 증가는 주파수 성분이 대체된 것으로 보이며, 사건관련전위 분석결과의 초기 요소의 감소와 일치함.
- 운전자의 차량이 갑자기 차선을 이탈하는 상황을 쫓을 때는 230~260ms 베타 대역이 증가함.
- 앞 차량이 급정지하는 상황을 쫓을 때는 해당 시간 구간에서 베타 대역 파워의 유의한 차이가 없음.
- 이는 초기 인식 대상이 움직임에 대한 인식인지, 혹은 시각 자극에 대한 인식인지에 따른 차이로 생각됨.
- 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 전두-중심-후두부에 걸친 400~700ms의 베�타 대역 성분 증가는 주의력 관련 사건관련전위 요소의 감소와 관련이 있는 것으로 생각됨.
- 두정-후두부에 걸친 400~700ms의 주의력 관련 사건관련전위 요소 감소와 발생시간 및 위치가 일치함 [41].
- 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 통계적으로 유의하지 않으나 시각적 주의력의 감소와 관련된 주파수 성분의 경향성을 보임.
- 후두부 알파 대역 파워의 증가는 피로에 의한 영향과 매우 유사하며[41], 주의집중(concentration) 및 시각적 응시능력(visual fixation)의 감소로 해석할 수 있음 [35].

□ 뇌파-자율신경계 신호 간 관계성 모델링 방법 개발

- 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 특징으로부터 자율신경계의 변화를 설명할 수 있는 기계 학습 기반 모델을 구현하였음 (그림 36).
- 집중도 혹은 피로도를 표상하는 뇌파 특징(다차원 벡터)을 입력으로, 여러 자율신경계 특징값이 높은지 낮은지 여부를 출력으로 하는 심층신경망 기반 패턴분류기를 작성함 (그림 38). 이 과정을 통해 데이터의 차원을 감소시키고 데이터 내의 관측되지 못하는 변이 요소를 제거할 수 있음.
- Layer-wise Relevance Propagation (LRP) 방법을 적용하여, 은닉층의 생성 과정을 역추적 함으로써 자율신경계 특징(출력)을 잘 설명하는 뇌파 특징(입력)을 찾을 수 있음 (그림 39).

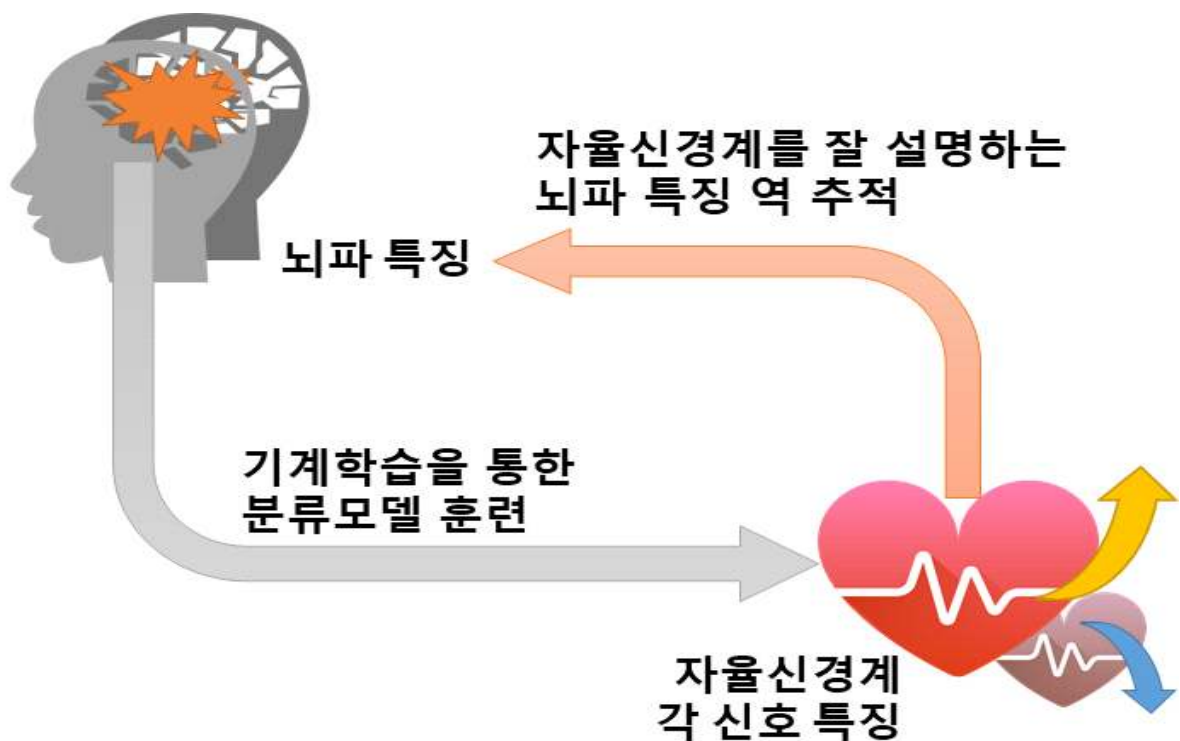


그림 36. 뇌파와 자율신경계 신호 간 관계성을 모델링하기 위한 방법.

심층신경망을 통해 입력 데이터의 불필요한 변이 요소를 제거하고, LRP 방법을 적용하여 자율신경계 특징을 잘 설명하는 뇌파 특징을 찾을 수 있음.

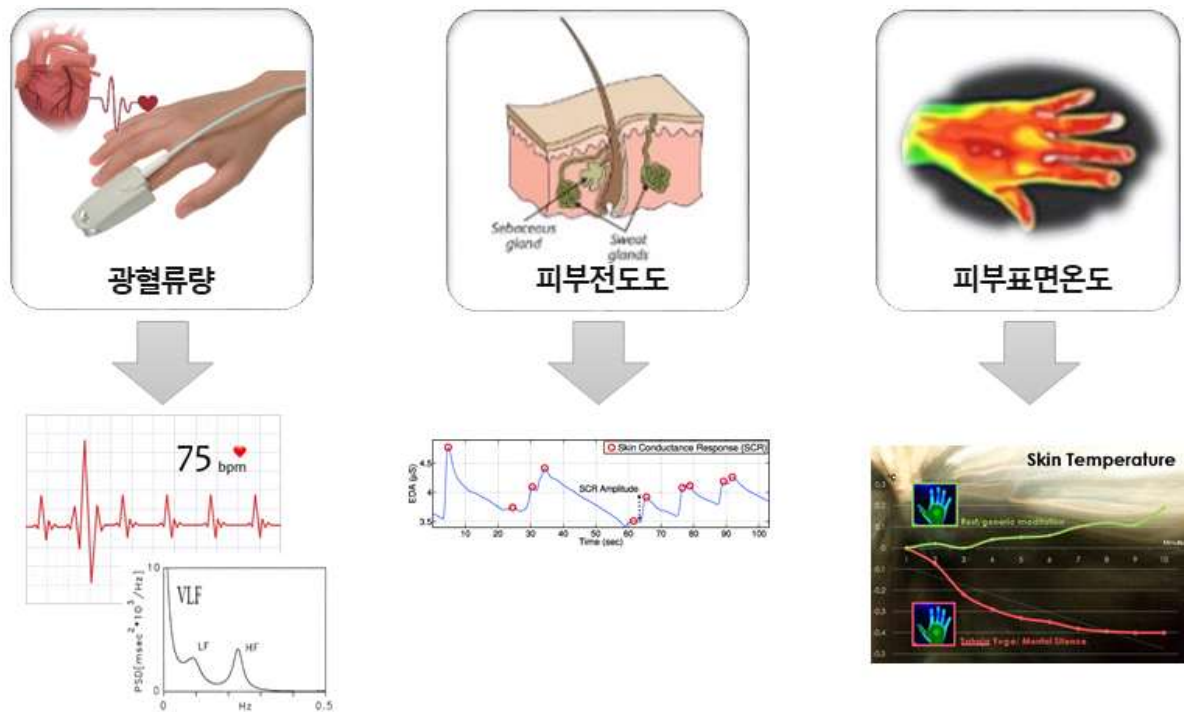


그림 37. 논문 및 기기조사를 통해 손목착용형 모듈로부터 측정할 수 있는 자율신경계 신호를 선정하여, 광혈류량, 피부전도도, 피부표면온도로부터 총 30가지 특징값(표 4)을 계산함.

생리신호 종류	특징값
광혈류량	HR 평균, HR 표준편차, HRV 주파수 대역별 파워(0.02~0.40 Hz)
피부전도도	EDA 평균, SC 평균, SC 표준편차, SC의 음의 값 평균, SCR 정점 평균, SC의 1차 미분 값 평균, SC의 2차 미분 값 평균
피부표면온도	SKT 평균

표 4. 분류기 출력으로 사용한 자율신경계 신호의 특징값

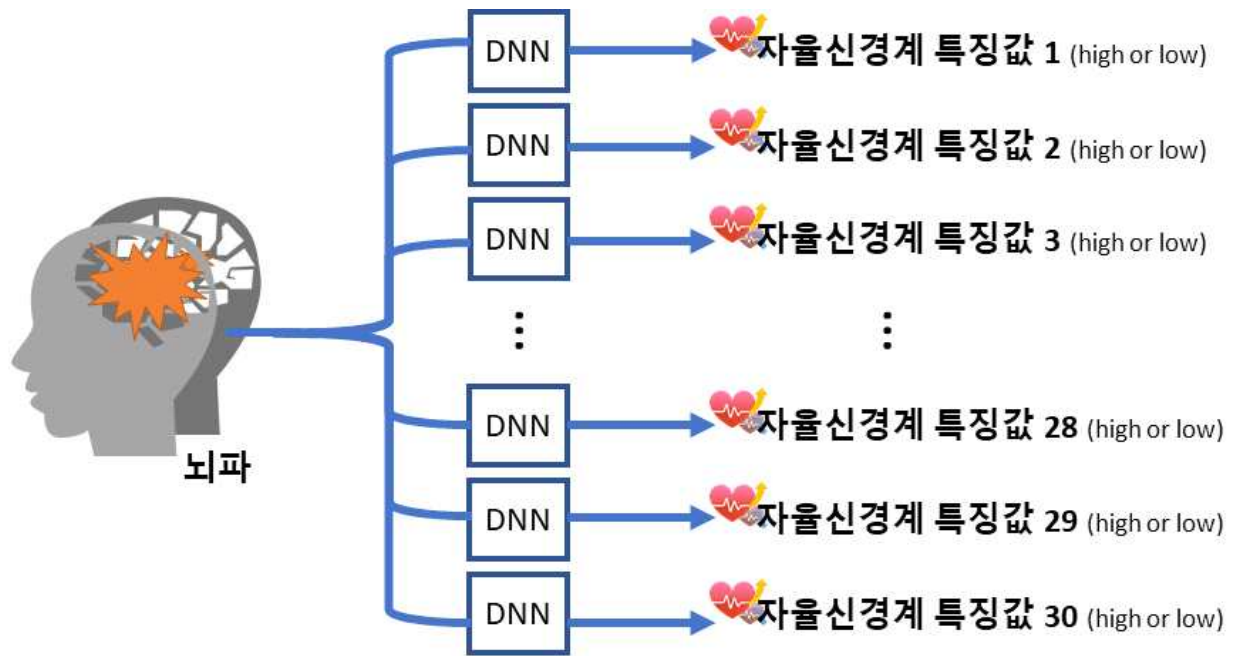


그림 38. 뇌파 특징을 입력, 자율신경계 각 특징(표 4)의 높고 낮음을 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 총 30가지 자율신경계 특징에 대해 각각 분류기를 작성하여 뇌파 정보를 표상하는 자율신경계 특징을 추출함.

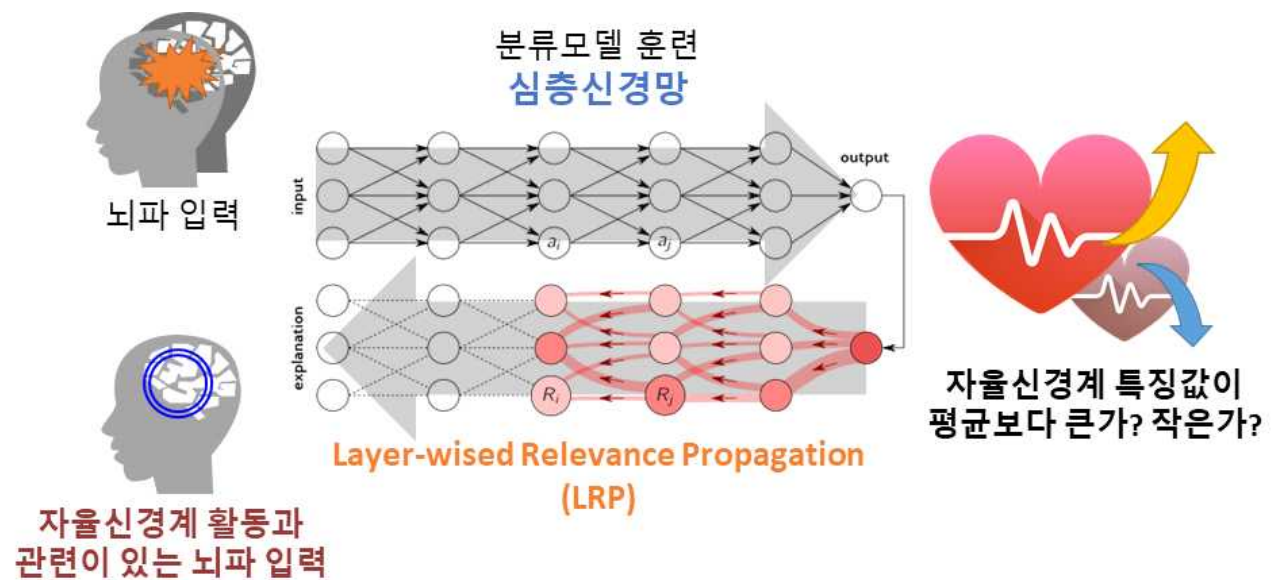


그림 39. Layer-wise Relevance Propagation (LRP) 방법을 적용하여, 심층신경망 은닉층의 생성 과정을 역추적 함으로써 자율신경계 특징(출력)을 잘 설명하는 뇌파 특징(입력)을 찾을 수 있음.

□ 피로도를 표상하는 뇌파와 자율신경계 신호 간 관계성 모델링

○ 뇌파로부터 자율신경계 특징값의 고/저 분류 결과

- 피로도를 표상하는 뇌파 특징(다차원 벡터)을 입력으로, 여러 자율신경계 특징값이 높은지 낮은지 여부를 출력으로 하는 심층신경망 기반 패턴분류기를 작성함 (그림 40).
- 총 1539 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력 벡터: 1분 길이의 뇌파의 1~30Hz 범위의 주파수 대역별 파워 (19 ch×30 NFFT=570차원).
- 채널: 10-20 system에 따른 19채널(Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T7, C3, Cz, C4, T8, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, O2).
- 주파수 해상도: 1 Hz
- 출력: 입력 뇌파 특징을 계산할 때 사용한 것과 같은 1분 구간에서의 자율신경계 신호로부터 계산한 특징값의 고/저를 출력함 (표 4). 특징값마다 개인 내 평균을 기준으로 높고 낮음으로 구분함.

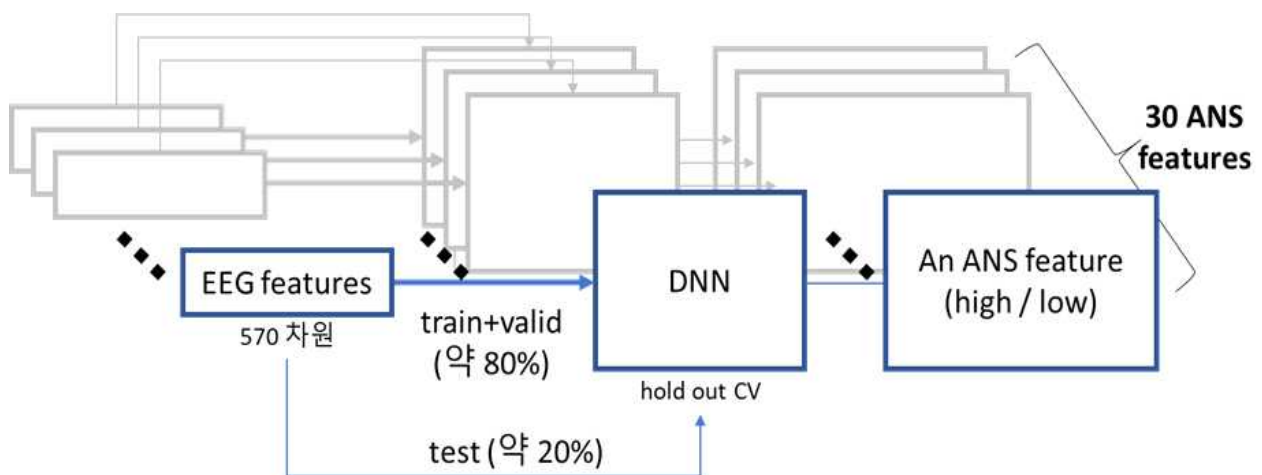


그림 40. 뇌파 주파수 대역별 파워를 입력, 각 자율신경계 특징값을 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성하였으며, 각 층 노드 수는 500, 200, 50, 50개를 사용함.

- 작성한 분류기의 각 자율신경계 특징값에 대한 고/저 분류 정확도는 다음과 같음 (그림 41).
- 피로도가 높고 낮음에 의한 뇌파 주파수 대역별 파워의 변화를 통해 HRV 주파수 대역별 파워의 고주파수 대역(HF: 0.15~0.40 Hz) 반응, 일부 저주파수 대역(LF: 0.04~0.15

Hz) 반응 및 피부전도도의 1차 미분 값의 변화를 잘 설명함.

- 광혈류량: HRV 주파수 대역별 파워가 80% 이상 높은 분류 정확도를 나타냄.
 - 피부전도도: SC의 1차 미분 값 평균이 75% 정도의 높은 분류 정확도를 나타냄.
- 운전 피로도의 높고 낮음에 의한 뇌파 주파수 대역별 파워의 변화를 통해 교감신경계의 반응보다 부교감신경계의 반응을 잘 설명하였음.
- HRV 주파수 대역별 파워의 고주파수 대역(0.15~0.40Hz, 부교감신경계 활성을 반영) 반응을 저주파수 대역(0.04~0.15Hz, 교감신경계 활성을 반영) 반응보다 잘 설명함.

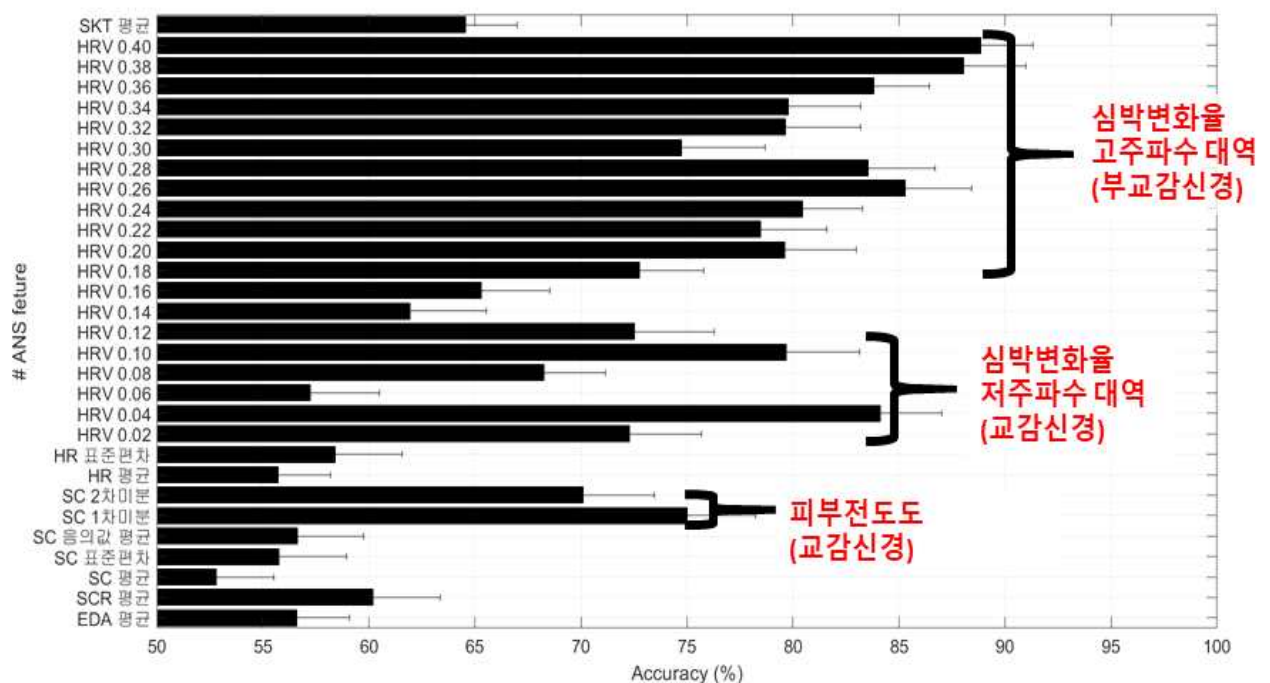


그림 41. 피로도에 의해 변하는 뇌파를 입력,
각 자율신경계 특징값의 크고 작음을 분류할 때의 심층신경망 분류기의 분류 정확도

○ 자율신경계의 변화를 잘 설명하는 뇌파 특징 추적

- 분류 정확도가 높았던 HRV의 주파수 대역별 파워, SC의 1차 미분 값 평균으로부터 각각을 분류하는 데 중요한 요인이었던 뇌파 특징을 Layer-wise Relevance Propagation (LRP) 방법을 통해 추적하였음 (그림 42).



그림 42. Layer-wise Relevance Propagation (LRP)를 통해 자율신경계 신호의 높고 낮음의 분류에 중요한 요인으로 작용했던 뇌파 특징을 추적함.

- HRV의 스펙트럼 중 저주파수 대역(LF: 0.04~0.15 Hz)은 주로 교감신경 활성을 반영하며 고주파수 대역(HF: 0.15~0.40 Hz)은 부교감신경의 활동을 반영함. 모든 해상도에서 고/저를 구분하는 데 중요한 요인이었던 뇌파 특징을 추적하여 평균함.
- SC의 1차 미분 값은 교감신경계만을 반영하며, 중요한 요인이었던 뇌파 특징을 추적함.
- 추적한 뇌파 특징은 주파수 밴드별로 평균하여 두피면상에 나타냄 (그림 43, 44, 45).

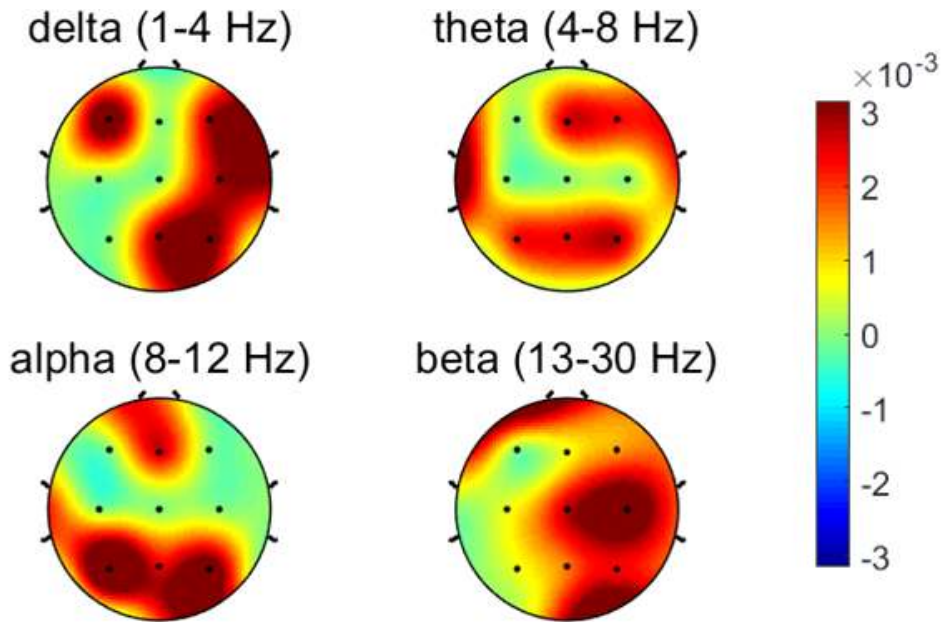


그림 43. HRV 주파수 대역별 파워의 고주파수 대역(HF, 0.15~0.40 Hz) 활동의 크고 작음을 설명하는데 중요했던 뇌파 주파수 대역 및 채널 위치. 가장 중요하였던 상위 10%의 대역 및 채널을 붉은색으로 표시함

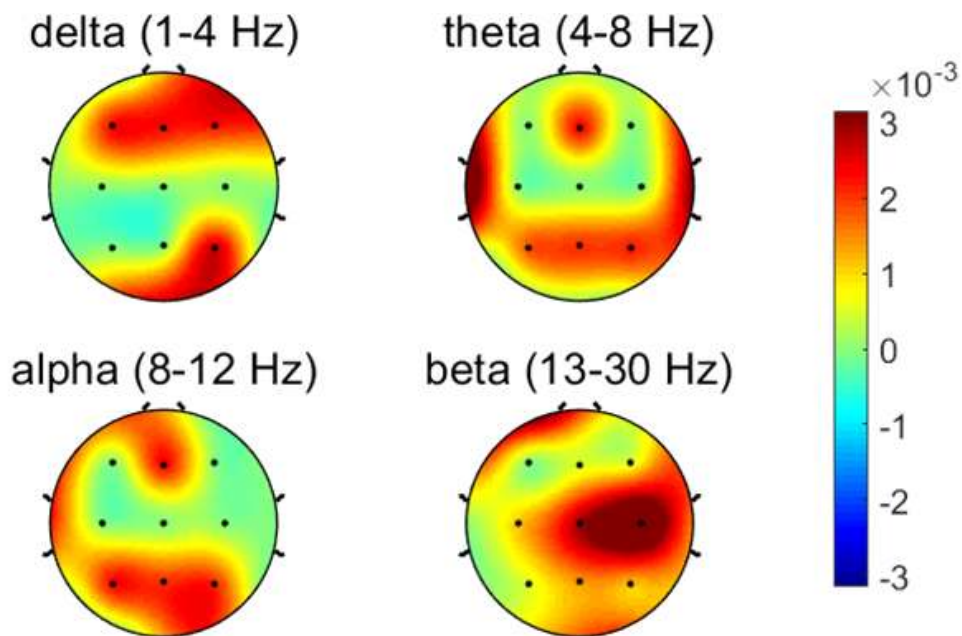


그림 44. HRV 주파수 대역별 파워의 저주파수 대역(LF, 0.04~0.15 Hz) 활동의 크고 작음을 설명하는데 중요했던 뇌파 주파수 대역 및 채널 위치. 가장 중요하였던 상위 10%의 대역 및 채널을 붉은색으로 표시함

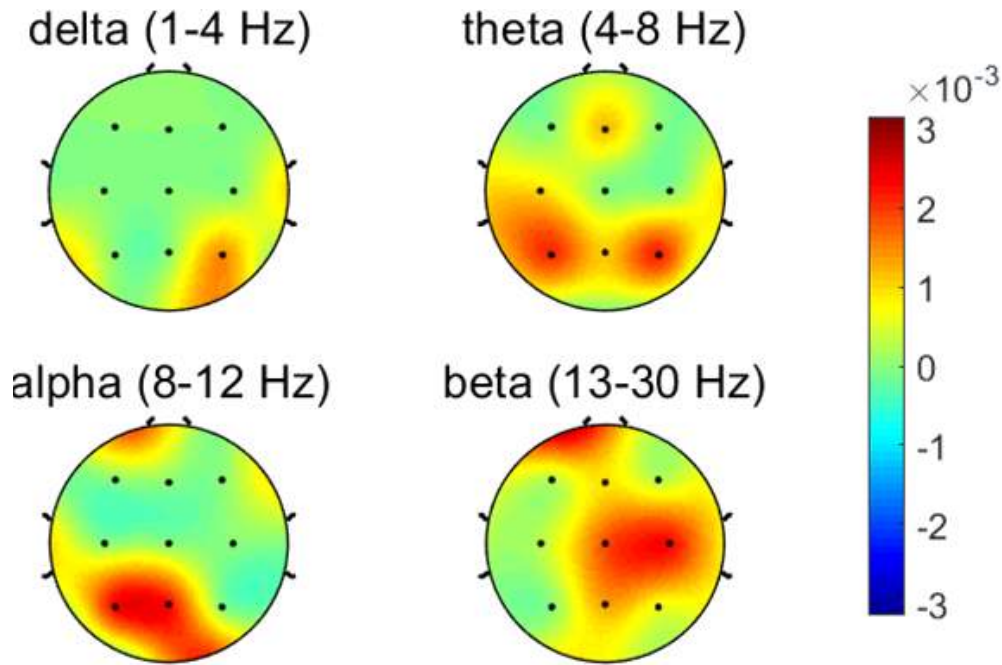


그림 45. 피부전도도의 1차 미분 값의 활동의 크고 작음을 설명하는데
중요했던 뇌파 주파수 대역 및 채널 위치. 가장 중요하였던 상위 10%의
대역 및 채널을 붉은색으로 표시함

- 뇌파 주파수 대역별 파워가 오로지 피로도의 차이에 의해서만 변화하였다고 가정하였을 때, 위 LRP를 통해 추적한 뇌파 주파수 및 채널 위치는 피로에 의한 자율신경계 활동의 변화를 반영함.
- 두정-후두부의 세타, 알파 대역 주파수 파워 증가는 시각 주의 기능(visual attention) 및 인식(awareness) 저하로 해석할 수 있음. 피로에 의한 중추신경에서의 시각 주의 기능 및 인식 저하가 부교감신경의 활성화(HRV의 HF)에 높게 반영되는 것으로 생각됨.
- 베타 대역 활동이 통계적으로 유의한 차이를 보이는 전두-중심부 영역 중, 중심부 베타가 자율신경계 활동의 고/저를 구분하는데 더욱 중요하게 나타남.

□ 집중도를 표상하는 뇌파와 자율신경계 신호 간 관계성 모델링

○ 뇌파로부터 자율신경계 특징값의 고/저 분류 결과

- 집중도를 표상하는 뇌파 특징(다차원 벡터)을 입력으로, 여러 자율신경계 특징값이 높은지 낮은지 여부를 출력으로 하는 심층신경망 기반 패턴분류기를 작성함 (그림 46).
- 집중도를 측정하기 위한 돌발 상황이 두 가지(운전자 차량의 차선 이탈, 앞 차량의 급정지)가 제시되었기 때문에, 각각의 돌발 상황에서의 집중도 분류기를 작성함.
- 입력 벡터: 단일시행의 사건관련전위 파형 ($19 \text{ ch} \times 241 \text{ time point} = 4579 \text{ 차원}$).
 - 채널: 10-20 system에 따른 19채널(Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T7, C3, Cz, C4, T8, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, O2).
 - 시간: -200ms~1000ms, 20Hz
 - 운전자 차량의 차선 이탈상황: 총 1397 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
 - 앞 차량의 급정지 상황: 총 1276 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 출력: 입력 뇌파 특징을 계산할 때 사용한 것과 같은 단일시행에서의 자율신경계 신호로부터 계산한 특징값의 고/저를 출력함 (표 4). 특징값마다 개인 내 평균을 기준으로 높고 낮음으로 구분함.

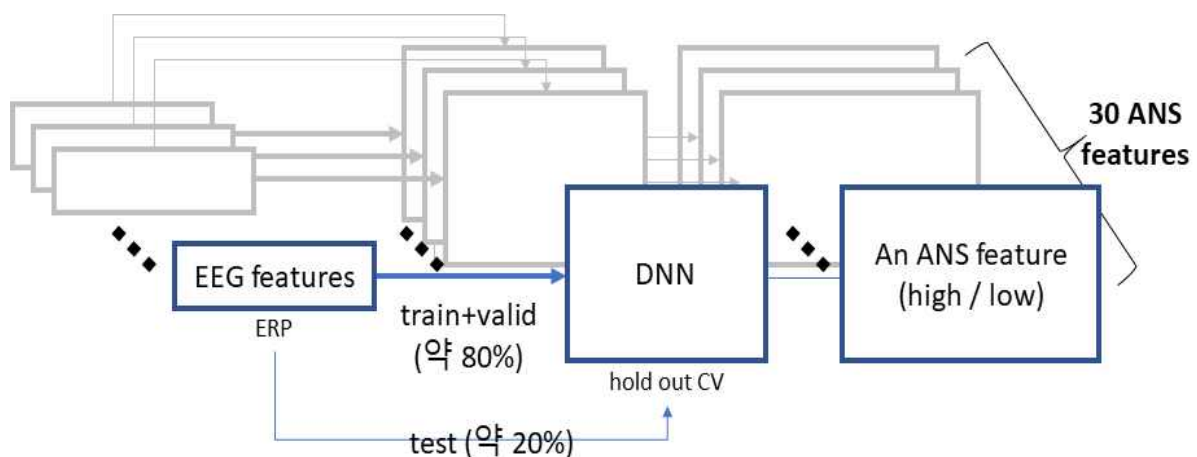


그림 46. 집중도를 표상하는 단일시행 뇌파 사건관련전위를 입력, 각 자율신경계 특징값을 출력으로 하는 심층신경망 분류기를 구성함.

- **돌발 상황 1)** 운전자의 차량이 갑자기 차선을 이탈하는 상황을 줬을 때: 자율신경계 특징의 높고 낮음을 평균 52.50%의 정확도로 분류함 (그림 47).

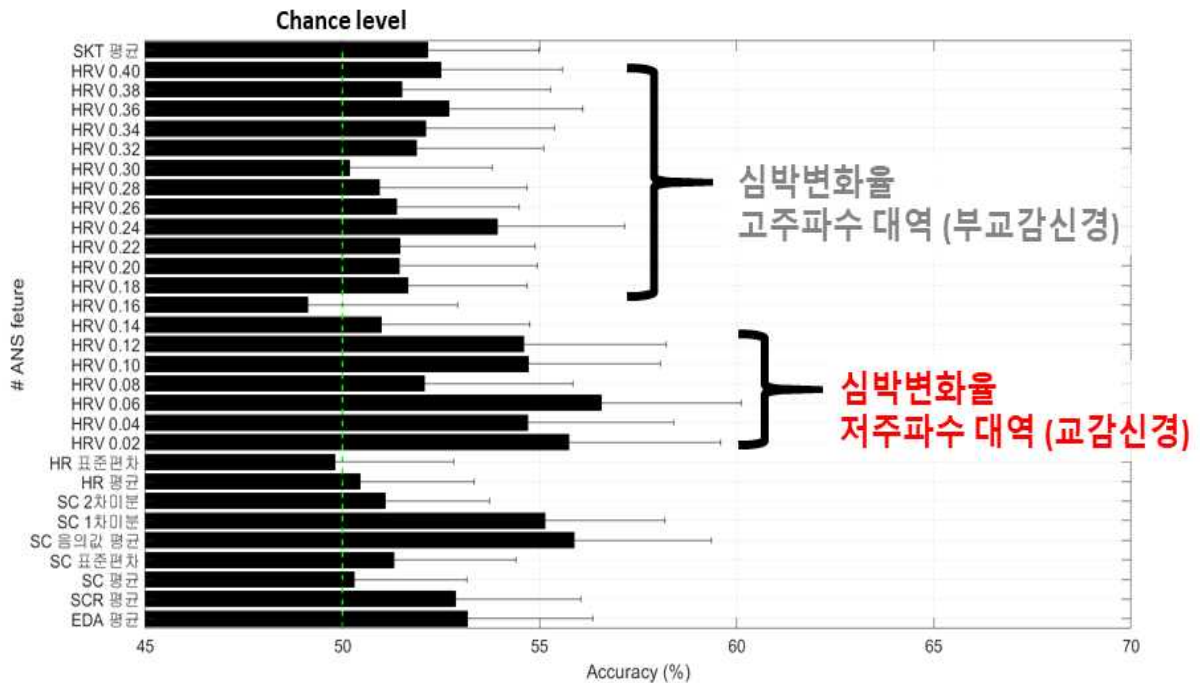


그림 47. 차선 이탈 돌발 상황에서 뇌파 사건관련전위 파형을 입력, 각 자율신경계 특징값의 크고 작음을 분류할 때의 심층신경망 분류기의 분류 정확도

- 운전 집중도의 높고 낮음에 따라 변하는 사건관련전위 파형의 특징을 통해 부교감신경계의 반응보다 교감신경계의 반응을 잘 설명하였음.
- HRV 주파수 대역별 파워의 저주파수 대역(0.04~0.15Hz, 교감신경계 활성을 반영) 반응을 고주파수 대역(0.15~0.40Hz, 부교감신경계 활성을 반영) 반응보다 잘 설명함.

- **돌발 상황 2)** 앞 차량이 급정지하는 상황을 봤을 때: 자율신경계 특징의 높고 낮음을 평균 54.28% 정확도로 분류함 (그림 48).

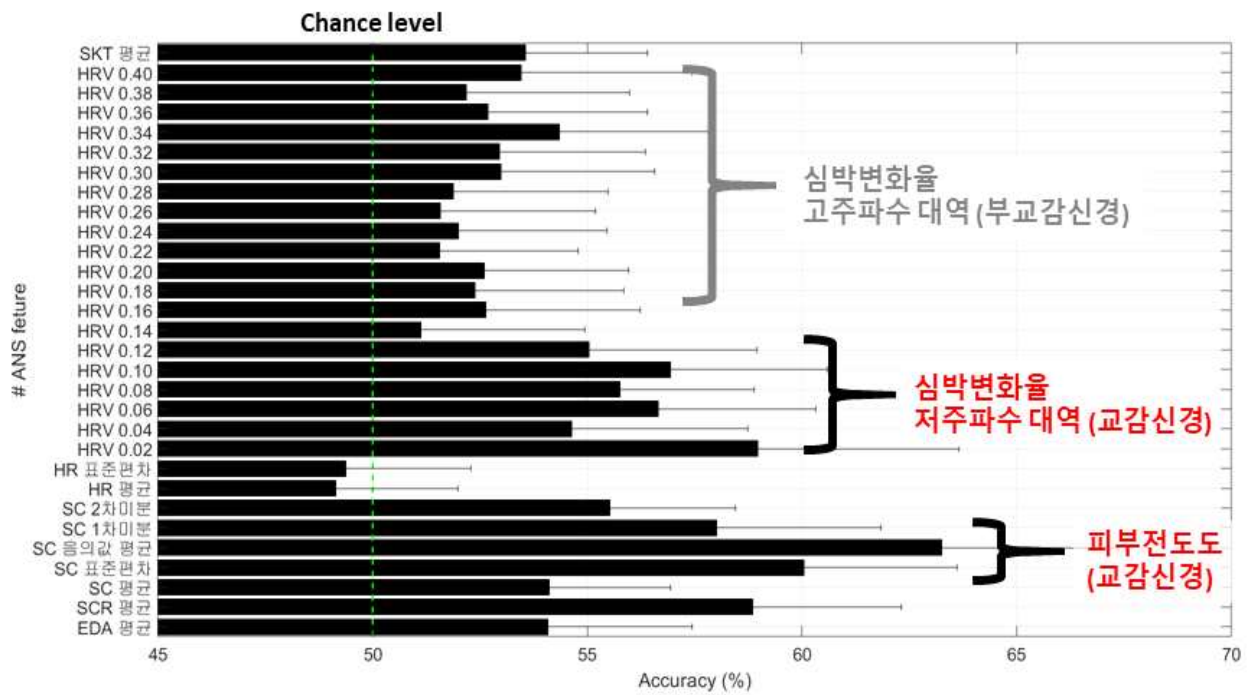


그림 48. 급정지 돌발 상황에서 뇌파 사건관련전위 파형을 입력,
각 자율신경계 특징값의 크고 작음을 분류할 때의 심층신경망 분류기의 분류 정확도

- 운전 집중도의 높고 낮음에 따라 변하는 사건관련전위 파형의 특징을 통해 부교감신경계의 반응보다 교감신경계의 반응을 잘 설명하였음.
- 자극 후 5초 동안의 피부전도도의 표준편차, 자극 후 5초 동안의 피부전도도의 음의 값만의 평균 등 교감신경계의 활동만을 반영하는 피부전도도의 특징을 비교적 잘 설명함.
- HRV 주파수 대역별 파워의 저주파수 대역(0.04~0.15Hz, 교감신경계 활성을 반영) 반응을 고주파수 대역(0.15~0.40Hz, 부교감신경계 활성을 반영) 반응보다 잘 설명함.

○ 자율신경계의 변화를 잘 설명하는 뇌파 특징 추적

- 분류 정확도가 비교적 높았던 HRV의 주파수 대역별 파워, 피부전도도 특징으로부터 각 각을 분류하는 데 중요한 요인이었던 뇌파 특징을 Layer-wise Relevance Propagation (LRP) 방법을 통해 추적하였음 (그림 49).



그림 49. Layer-wise Relevance Propagation (LRP)를 통해 자율신경계 신호의 높고 낮음의 분류에 중요한 요인으로 작용했던 사건관련전위 특징을 추적함.

- HRV의 스펙트럼 중 저주파수 대역(LF: 0.04~0.15 Hz)은 주로 교감신경 활성을 반영하며 고주파수 대역(HF: 0.15~0.40 Hz)은 부교감신경의 활동을 반영함. 모든 해상도에서 고/저를 구분하는 데 중요한 요인이었던 사건관련전위 특징을 추적하여 평균함.
- SC는 교감신경계만을 반영하며, 중요한 요인이었던 사건관련전위 특징을 추적함.
- LRP를 통하여 추적한 사건관련전위의 시간 및 공간적 특징을 그림 50에 표시함.

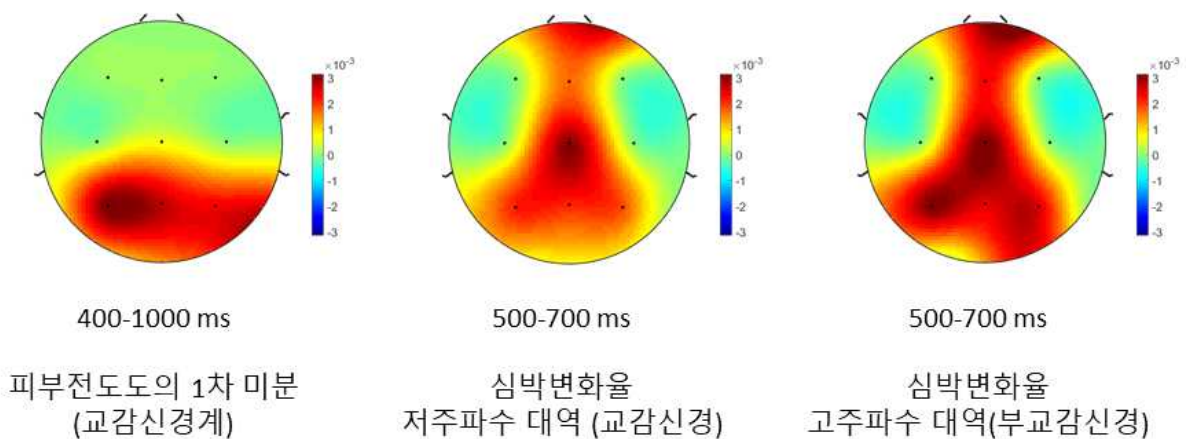


그림 50. 자율신경계 활동이 크고 작음을 잘 구분하는 뇌파 특징을 찾아내었으며, 이에 해당하는 시간 및 영역은 주의력을 반영하는 뇌파 지표의 시간 및 영역과 일치함.

- 사건관련전위의 변화가 오로지 집중도의 차이에 의해서만 변화하였다고 가정하였을 때, 위 LRP를 통해 추적한 시간 및 채널 위치는 집중도에 의한 자율신경계 활동의 변화를 반영함(그림 51).

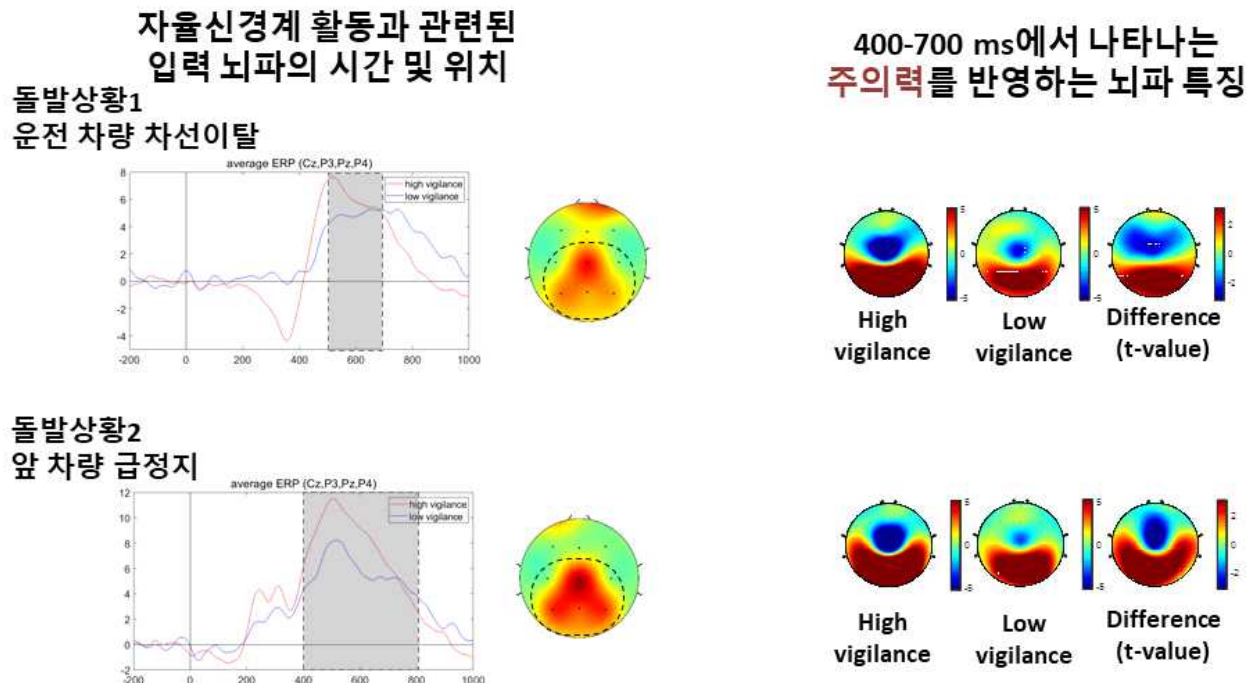


그림 51. 집중 조건 하에서 자율신경계의 변화를 잘 나타내었던 뇌파의 시간 및 영역과 주의력을 반영하는 뇌파 특징의 시간 및 영역의 비교.

- 500~700ms 중심-두정부의 주의력 관련 사건관련전위 요소의 감소가 모든 자율신경계 특징값의 크고 작음을 설명하는 데 중요하였음.
- 400~1000ms 전두부의 사건관련전위 분포가 차선 이탈상황에서의 자율신경계 특징값의 크고 작음을 설명하는 데 중요하였음.
- 주의력 과업 수행 중 frontal midline 영역과 심장 자율활동(cardiac autonomic activity)의 상관관계가 보고된 바 있음 [43].
- 전두-중심-후두부의 반영이 이루어지는 것으로 미루어 보았을 때, 감각과 운동을 연관 짓는 fronto-motor pathway의 활동이 자율신경계에 영향을 준 것으로 생각됨 [44].

2) 자율신경계 신호만을 이용하여 운전자의 집중도/피로도를 예측하는 알고리즘 개발

- 집중도/피로도를 표상하는 생리신호 대규모 데이터베이스로부터 심층신경망을 학습시킴으로써 생리신호에 대응하는 다른 벡터 공간의 표현형을 획득할 수 있음.
- 심층신경망은 입력층과 출력층 사이에 여러 개의 은닉층으로 이루어진 인공신경망임.
- 심층신경망은 일반적인 인공신경망과 같이 비선형 관계를 모델링할 수 있으며, 심층 구조는 하위층의 특징들을 규합하여 상위층의 요소로 사용할 수 있으므로 복잡한 데이터를 모델링할 수 있음.
- 본 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘을 기반으로 두 건의 특허를 출원하였음.
 - 뇌활동 반영 자율신경계 신호 기반 집중도 또는 피로도 또는 졸음 모니터링 시스템, 출원번호 10-2018-0055648
 - 생체신호를 이용한 차량 간 운전자의 주행의도정보 상호전달 시스템 및 그 제어방법, 출원번호 10-2018-0093231

□ 자율신경계 신호로부터 운전 피로도 예측 및 성능 검증

○ 1분 길이의 자율신경계 신호로부터 운전자 피로도 분류

- 1분 길이의 자율신경계 신호로부터 계산한 모든 특징값의 조합을 입력으로 하고, 피로한 상태와 피로하지 않은 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함 (그림 52).
- 총 1890 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 모든 자율신경계로부터 계산한 1분당 특징값 (30차원, 표 4)
- 출력: 피로한 상태($KSS \geq 7$), 피로하지 않은 상태($KSS < 7$)

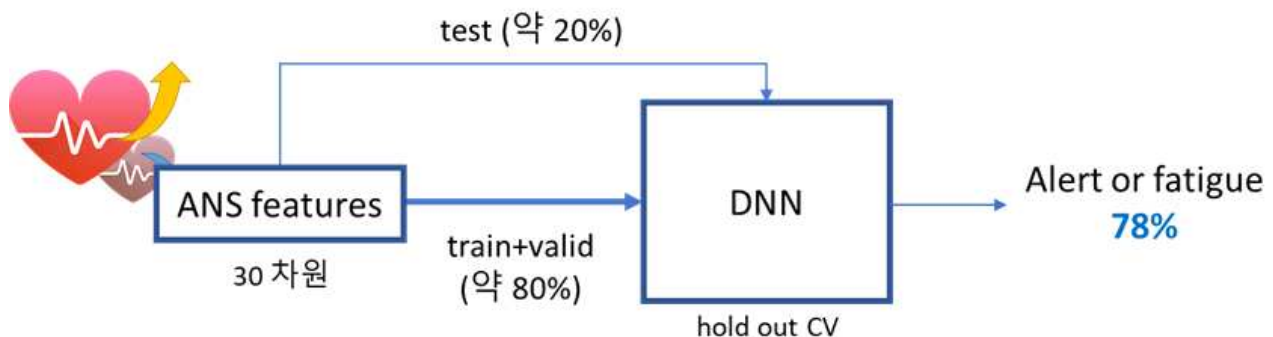


그림 52. 자율신경계 지표를 입력, 피로 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성하였으며, 각 층 노드 수는 20, 10, 5, 5개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 78.00% 정확도로 피로 여부를 구분함.

○ 자율신경계 기반 피로도 분류기의 분류 성능 검증

- 훈련된 자율신경계 기반 피로도 분류기의 성능을 검증하기 위해 뇌파 특징값으로 피로도 분류기를 작성하여 분류 정확도를 비교함.
- 1분 길이의 뇌파에 대한 주파수 대역별 파워를 입력으로 하고, 피로한 상태와 피로하지 않은 상태를 구분하는 분류기를 작성하였음 (그림 53).
- 총 1890 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 1분 길이의 뇌파의 1~30Hz 범위의 주파수 대역별 파워 (19 ch×30 NFFT=570 차원).

- 출력: 피로한 상태($KSS \geq 7$), 피로하지 않은 상태($KSS < 7$)

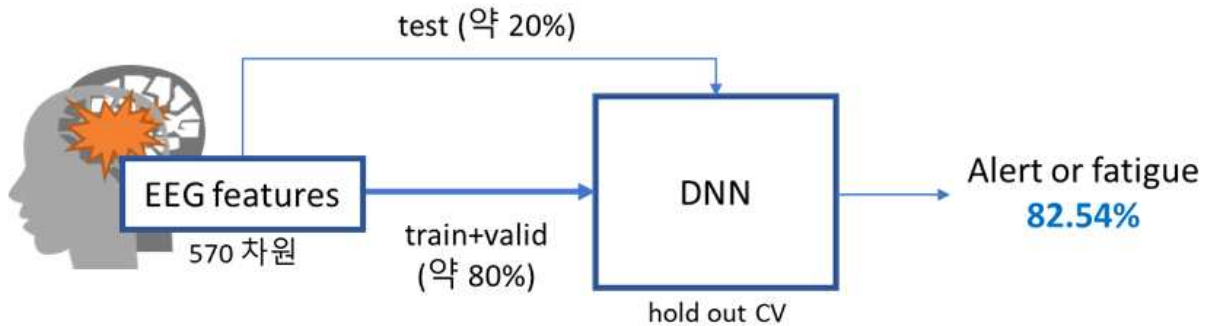


그림 53. 뇌파 주파수 대역별 파워를 입력, 피로 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성하였으며, 각 층 노드 수는 500, 250, 100, 50개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 82.54% 정확도로 피로 여부를 구분하였음.
- 자율신경계를 이용하여 피로를 구분하였을 때의 정확도(78.00%)는 뇌파만을 이용하였을 때의 피로 구분 정확도(82.54%) 대비 94.00%로 잘 구분함을 검증하였음.

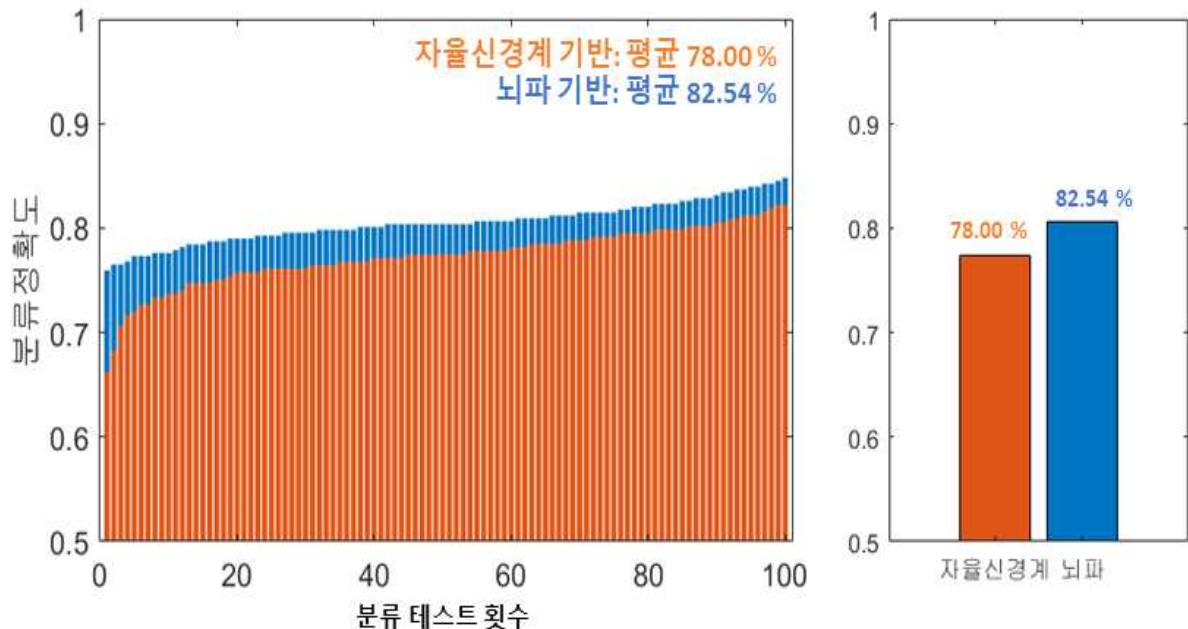


그림 54. 자율신경계를 통하여 78.00%의 정확도로 피로 여부를 구분하였음. 이는 뇌파를 이용하였을 때의 피로 구분 정확도(82.54%) 대비 94.00% 성능임.

□ 자율신경계 신호로부터 운전 집중도 예측 및 성능 검증

- 단일시행의 자율신경계 신호로부터 계산한 모든 특징값의 조합을 입력으로 하고, 집중하고 있는 상태와 집중하지 못한 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함.
- 집중도를 측정하기 위한 돌발 상황이 두 가지(운전자 차량의 차선 이탈, 앞 차량의 급정지)가 제시되었기 때문에, 각각의 돌발 상황에서의 집중도 분류기를 작성함.

○ 운전자 차량의 차선 이탈 상황에 대한 집중도 분류

- 총 1397 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 단일시행에서의 모든 자율신경계로부터 계산한 특징값 (30차원, 표 4)
- 출력: 집중하고 있는 상태(반응시간<평균 반응시간), 집중하지 못한 상태 (반응시간> 평균 반응시간)

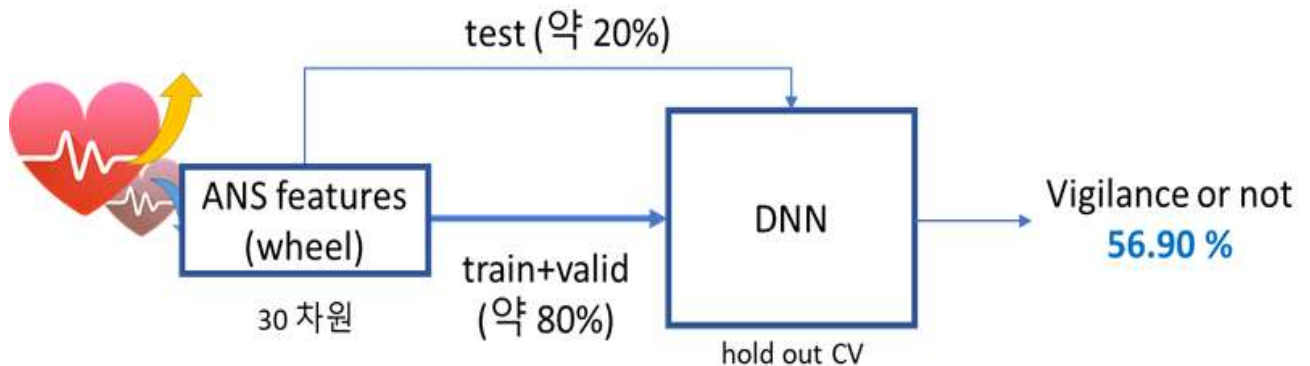


그림 55. 운전자 차량 이탈상황의 자율신경계 지표를 입력, 집중 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성, 각 층 노드 수는 20, 10, 5, 5개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 56.90% 정확도로 집중 여부를 구분함.

○ 앞 차량의 급정지 상황에 대한 집중도 분류

- 총 1276 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 단일시행에서의 모든 자율신경계로부터 계산한 특징값 (30차원, 표 4)

- 출력: 집중하고 있는 상태(반응시간<평균 반응시간), 집중하지 못한 상태 (반응시간> 평균 반응시간)

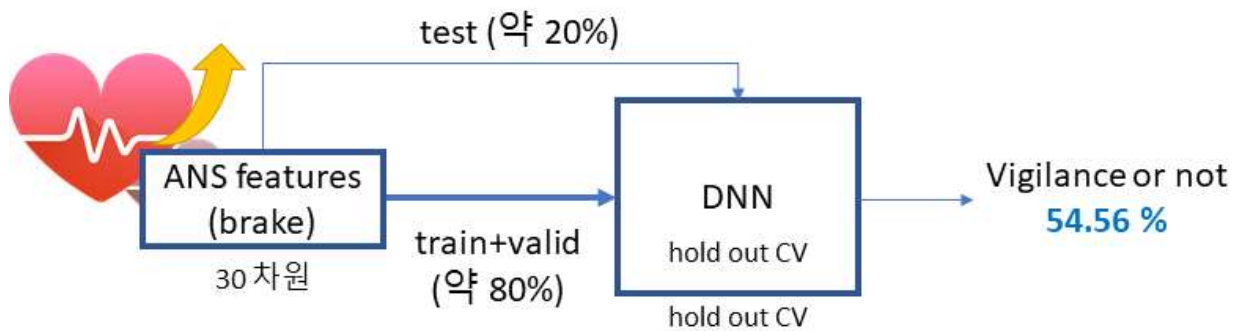


그림 56. 앞 차량 급정지 상황의 자율신경계 지표를 입력, 집중 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성, 각 층 노드 수는 20, 10, 5, 5개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 54.56% 정확도로 집중 여부를 구분함.

○ 자율신경계 기반 집중도 분류기의 분류 성능 검증

- 훈련된 자율신경계 기반 집중도 분류기의 성능을 검증하기 위해 뇌파 특징값으로 집중도 분류기를 작성하여 분류 정확도를 비교함. 단일시행의 사건관련전위 파형을 입력으로 하고, 집중하고 있는 상태와 집중하지 못한 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함.
- 집중도를 측정하기 위한 돌발 상황이 두 가지(운전자 차량의 차선 이탈, 앞 차량의 급정지)가 제시되었기 때문에, 각각의 돌발 상황에서의 집중도 분류기를 작성함.

○ 운전자 차량의 차선 이탈 상황에서 자율신경계 기반 집중도 분류기의 성능 검증

- 총 1397 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 단일시행의 사건관련전위 파형 (19채널×49시간 포인트=931차원).
- 출력: 집중하고 있는 상태(반응시간<평균 반응시간), 집중하지 못한 상태 (반응시간>평균 반응시간)

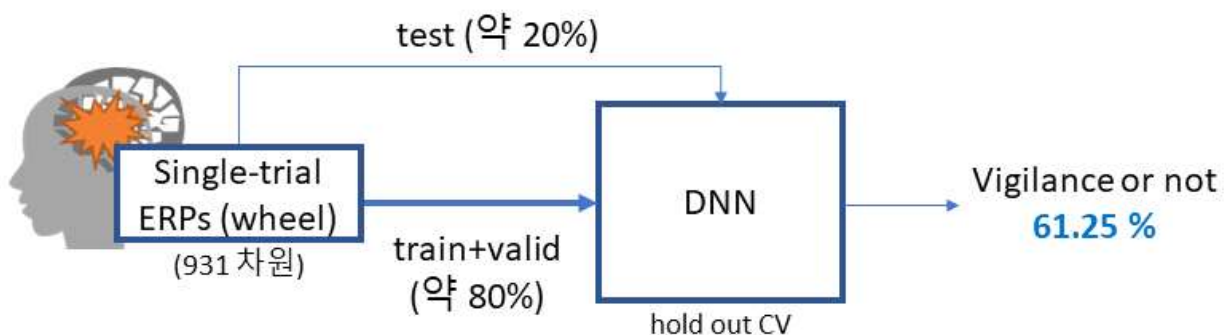


그림 57. 운전자 차량이 차선을 이탈하는 돌발 상황에서의 뇌파 단일시행 사건관련전위 파형을 입력, 집중 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성하였으며, 각 층 노드 수는 900, 450, 200, 100개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 61.25% 정확도로 집중 여부를 구분하였음.
- 자율신경계를 이용하여 집중 여부를 구분하였을 때의 정확도(56.90%)는 뇌파만을 이용하였을 때의 집중 구분 정확도(61.25%) 대비 92.90%로 잘 구분함을 검증하였음.

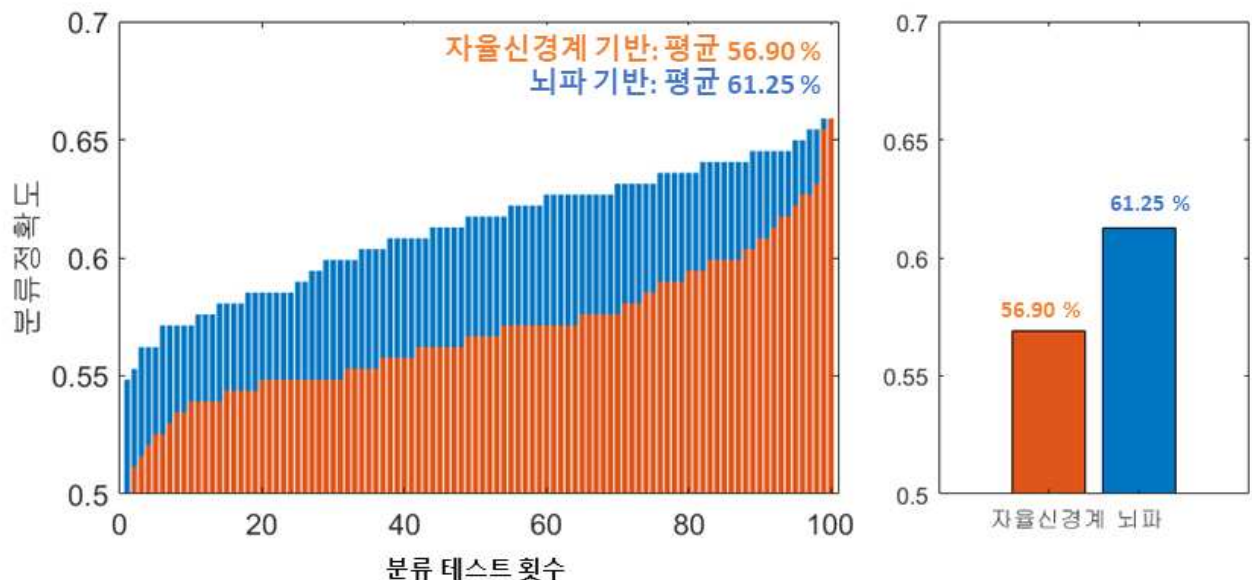


그림 58. 자율신경계를 통하여 56.90%의 정확도로 집중 여부를 구분하였음. 이는 뇌파를 이용하였을 때의 집중 구분 정확도(61.25%) 대비 92.90% 성능임.

○ 앞 차량의 급정지 상황에서 자율신경계 기반 집중도 분류기의 성능 검증

- 총 1276 샘플 (training 64%, valid 16%, test 20%)
- 입력: 단일시행의 사건관련전위 파형 (19채널×49시간 포인트=931차원).
- 출력: 집중하고 있는 상태(반응시간<평균 반응시간), 집중하지 못한 상태 (반응시간>평균 반응시간)

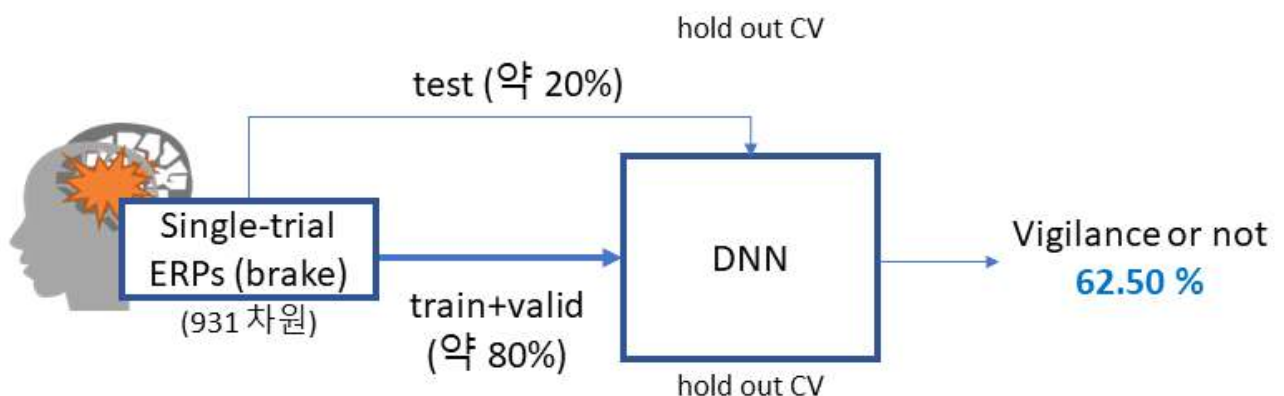


그림 59 앞 차량이 급정지하는 돌발 상황에서의 뇌파 단일시행 사건관련전위 파형을 입력, 집중 여부를 출력으로 하는 심층신경망 분류기 구성. 4층으로 구성하였으며, 각 층 노드 수는 900, 450, 200, 100개를 사용함.

- 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 62.50% 정확도로 집중 여부를 구분하였음.
- 자율신경계를 이용하여 집중 여부를 구분하였을 때의 정확도(54.56%)는 뇌파만을 이용하였을 때의 집중 구분 정확도(62.50%) 대비 87.30%로 잘 구분함을 검증하였음.

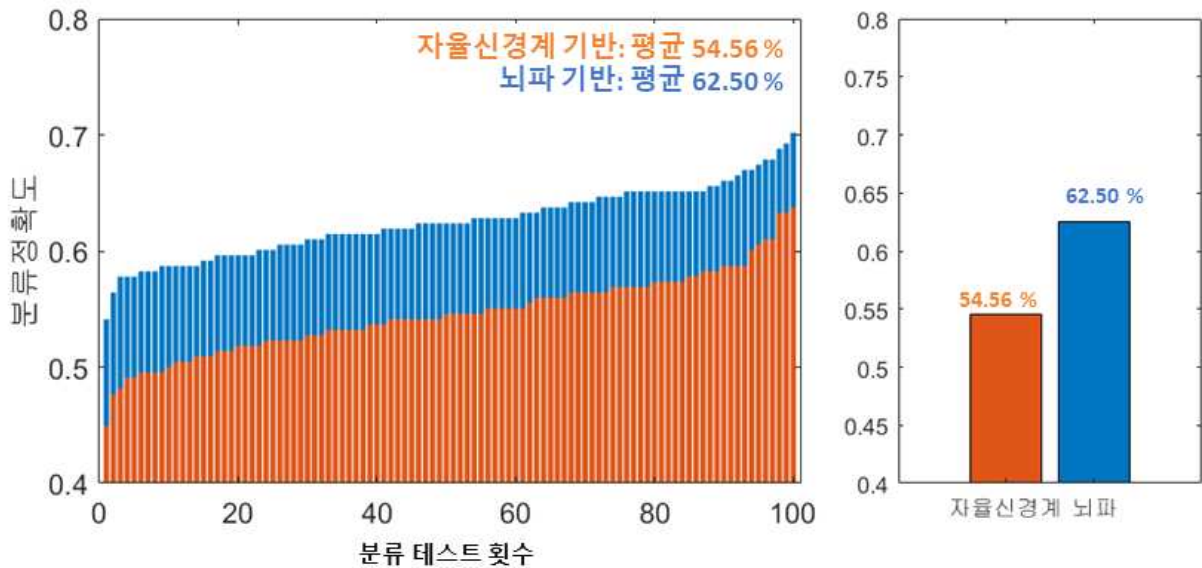


그림 60. 자율신경계를 통하여 54.56%의 정확도로 집중 여부를 구분하였음. 이는 뇌파를 이용하였을 때의 집중 구분 정확도(62.50%) 대비 87.30% 성능임.

3. 목표 달성도 및 관련 분야 기여도

3-1. 목표

구분	핵심성과 (CTE)		단위성과		성과점검기준						
					질적 성과지표		목표치	달성치	측정방법	검증방법	기준치
주관	1	운전자 집중도/피로 도 표상 생리지표	1-1	실험프로토콜 개발	①	가상운전 실험프로토콜 개수	1개	2개	임의	실험 수행 여부	1
					②	손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 개수	3개	3개	신호대 잡음비	>20dB	1
					③	신호측정 피험자 수	20명	41명	임의	>20명	2
			1-2	신호분석방법 개발	①	정량적 뇌활동 분석방법 개수	5개	6개	임의	>5개	2
					②	집중도/피로 도 표상 뇌파지표 개수	5개	7개	상관계수	p<0.05	3
			1-3	모델구축	①	뇌파대체 자율신경계 생리지표 개수	3개	3개	추정표준오 차	95% 예측구간	3
	2	운전자 집중도/피로 도 예측 알고리즘	2-1	알고리즘 개발	①	뇌파기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도	80%	82.54	예측정확도	>80%	4
					②	생리지표기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도	뇌파대 비 80%	94%	예측정확도	뇌파대비 >80%	4
계											

A. 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 정보 대체 생리지표 개발

A-1. 실험 프로토콜 개발

① 가상운전 실험 프로토콜 개수 (1개, 가중치 1)

- 운전자의 상태를 반영하는 뇌파 및 자율신경계 신호를 측정할 수 있는 가상운전 실험 프로토콜을 개발하고자 함.
- 개발한 실험 프로토콜의 수행 가능 여부로 검증하고자 함.

② 손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 개수 (3개, 가중치 1)

- 손목으로부터 측정이 가능한 것으로 알려진 자율신경계 신호를 조사하고, 그중 실제 연구목적으로 취득이 가능한 자율신경계 신호를 선정하고자 함.
- 해당 자율신경계 신호를 신호대잡음비가 20dB 이상으로 취득할 수 있는지 여부로서 검증하고자 함.

③ 신호측정 피험자 수 (20명, 가중치 2)

- 개발한 실험 프로토콜과 구축한 실험환경을 바탕으로 집중도/피로도의 통계적 비교가 가능한 양의 뇌파 및 자율신경계 신호를 측정하고자 함.
- 신호측정 피험자 수 20명 이상 확보하였는지를 통해 달성도를 검증하고자 함.

A-2. 신호분석방법 개발

① 정량적 뇌활동 분석방법 개수 (5개, 가중치 2)

- 측정한 뇌파 및 자율신경계 신호로부터 집중도/피로도를 반영하는 정량적 특징을 찾고자 분석방법을 마련하고자 함.
- 문헌 조사를 통해 뇌파 및 자율신경계에 적용하여 적절한 특징을 찾는 방법을 5가지 이상 확보하였는지를 통해 달성도를 검증하고자 함.

② 집중도/피로도 표상 뇌파지표 개수 (5개, 가중치 3)

- 뇌파를 통해 운전자 집중도/피로도의 높고 낮음을 구분할 수 있는 지표를 개발하고자 함.
- 집중도/피로도가 높을 때와 낮을 때의 조건 간 비교를 통해 유의확률 $p < 0.05$ 를 기준으로 검증하고자 함.

A-3. 모델 구축

① 뇌파대체 자율신경계 생리지표 개수 (3개, 가중치 3)

- 뇌-자율신경계 신호 간 관계성을 통계적 방법으로 모델링하여, 뇌파에서 나타나는 집중도/피로도를 대체할 수 있는 자율신경계 생리지표를 개발하고자 함.
- 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 특징(다차원 벡터)을 입력으로, 여러 자율신경계 특징값이 높은지 낮은지 여부를 출력으로 하는 심층신경망 기반 패턴분류기를 작성하는 방법을 사용하려 함.
- 뇌파를 통해 자율신경계 활동의 높고 낮음을 잘 구분할 수 있는 자율신경계 신호 특징값을 발굴하고자 하며, 패턴분류기를 학습하는 과정에서 2천 번의 반복을 거쳐, 95% 이상의 수행에서 분류가 잘 되었는지로 검증하고자 함.

B. 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발

B-1. 알고리즘 개발

① 뇌파기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도 (분류 정확도 80%, 가중치 4)

- 뇌파를 입력하여 운전자의 집중도/피로도를 예측하는 기계학습 기반의 분류기를 작성하고자 함.
- 작성한 집중도/피로도 분류기의 테스트 분류 정확도가 80% 이상인지로 달성도를 검증하고자 함.

② 생리지표기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도 (분류 정확도 뇌파대비 80%, 가중치 4)

- 자율신경계 신호를 입력하여 운전자의 집중도/피로도를 예측하는 기계학습 기반의 분류기를 작성하고자 함.
- 작성한 집중도/피로도 분류기의 테스트 분류 정확도가 뇌파 기반 분류기의 테스트 정확도 대비 80% 이상인지로 달성도를 검증하고자 함.

C. 정량목표

성 과 지 표	성 과 목 표	최 소 성 과 목 표	성 과 달 성
SCI(E)급 학술지 게재(2점)	2건	1건	(3건)
일반학술지게재(1점)	2건	1건	2건
특허출원(1점)	2건	2건	2건
특허등록(2점)	1건		(2건)
디자인 등록(1점)			
소프트웨어(1점)			
하드웨어(1점)			
기타(1점)			

3-2. 목표 달성여부

A. 운전자의 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 정보 대체 생리지표 개발

A-1. 실험 프로토콜 개발

① 가상운전 실험 프로토콜 개수 (2개/1개)

- 운전자의 집중도 및 피로도를 측정하기 위해 통제할 변인을 설정함.
- 운전 집중도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 1건 및 운전 피로도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜 1건을 각각 개발하였음.
- 개발한 실험 프로토콜이 실제로 운전자의 집중도/피로도를 잘 유발하고, 생리신호를 통해 측정할 수 있는지 사전실험을 진행하여 설문지, 비디오 관독, 행동반응 분석, 뇌파 및 심박변화율 분석을 통해 검증함.

② 손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 개수 (3개/3개)

- 문헌 조사를 통해 연구목적에 적합한 자율신경계 생리신호로서 생리신호를 광혈류량, 피부전도도, 피부표면온도로 선정함.
- 선정한 자율신경계 신호를 연구목적에 적합한 신호 대 잡음 비로 측정하기 위하여 상용화된 장비 조사를 통해 최적의 센서를 선정함.
- 뇌파 및 자율신경계 측정 센서모듈은 동작 아티팩트에 취약하므로, 개발한 실험 프로토콜 및 실험환경을 바탕으로 운전상황에서 대표적인 운전 동작에서 나타나는 동작 아티팩트를 정형화하여 아티팩트 제거 및 측정된 신호의 신뢰성 평가에 이용하였음.

③ 신호측정 피험자 수 (41명/20명)

- 연세대학교 원주캠퍼스 학부생과 대학원생 총 21명(남 19명, 여 2명, 평균연령 24세, 평균 운전 경력 4년)을 대상으로 피로도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜을 수행함.
- 연세대학교 원주캠퍼스 학부생과 대학원생 총 20명(남 18명, 여 2명, 평균연령 23.9세, 평균 운전 경력 5.1년)을 대상으로 집중도를 나타내는 생리신호를 측정하기 위한 실험 프로토콜을 수행함.

A-2. 신호분석방법 개발

① 정량적 뇌활동 분석방법 개수 (6개/5개)

- 운전 중 측정된 뇌파 및 자율신경계 신호의 아티팩트 제거방법을 고안함.
- 표면 라플라시안 기법, 독립성분분석 방법, 시각검사 기반의 뇌파 전처리 방법을 마련함.
- 뇌파의 특정 주파수 대역활동을 통해 인지기능을 평가하고자 시간-주파수 분석을 적용함.
- 특정 자극에 대한 인지기능을 평가하고자 사건관련전위 요소분석 방법을 적용함.
- 시간에 따른 뇌파 두피면상 분포를 통계적으로 구분하는 미세상태 분석으로 인지과정의 패턴을 찾아냄.
- 획득한 자율신경계 신호로부터 교감신경계 및 부교감신경계의 활동을 반영하는 특징값을 추출하는 방법을 마련함.

② 집중도/피로도 표상 뇌파지표 개수 (7개/5개)

- 피로도가 증가함에 따라 다음과 같은 2개의 주파수 대역 특성을 확인하였음.
 - 1) 전두 영역 세타(4~8Hz) 대역 파워 증가 및 전 영역의 알파(8~15Hz) 대역 파워 증가.
 - 시각 주의 기능(visual attention) 및 인식(awareness) 저하로 해석할 수 있음.
 - 2) 두정 영역 델타(1~4Hz) 대역 파워 감소 및 전두-중심 영역 베타(15~30Hz) 대역 파워 증가.
 - 운전자가 피로를 이겨내기 위해 의식적으로 노력하였기 때문에 나타나는 활동으로 해석됨.
- 집중도가 증가함에 따라 다음과 같은 2개의 사건관련전위 특징을 확인하였음.
 - 1) 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 300ms 근방의 돌발 상황 인식과 관련된 초기 사건관련전위 요소가 감소함.
 - 자신의 차량이 미끄러져 회전하는 상황을 재빨리 포착하는 능력이 감소.
 - 앞 차량 후미등의 점멸을 포착하는 능력이 감소.
 - 2) 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 두정-후두부에 걸쳐 400~700ms의 주의력 관련 사건관련전위 요소가 감소함.

- 집중도가 증가함에 따라 다음과 같은 **3개**의 시간-주파수 특징을 확인하였음.
 - 1) 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 300ms 근방의 세타 대역 파워의 감소와 알파 대역 파워의 증가가 나타남.
 - 2) 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 전두-중심-후두부에 걸친 400~700ms의 베타 대역 성분이 증가함.
 - 3) 돌발 상황에 대한 운전 능력이 감소하였을 때, 후두부 알파 대역 파워의 증가의 경향성을 보임.

A-3. 모델 구축

① 뇌파대체 자율신경계 생리지표 개수 (3개/3개)

- 집중도/피로도를 표상하는 뇌파 특징으로부터 자율신경계의 변화를 설명할 수 있는 기계 학습 기반 모델을 구현하였음.
 - 집중도 혹은 피로도를 표상하는 뇌파 특징(다차원 벡터)을 입력으로, 여러 자율신경계 특징값이 높은지 낮은지 여부를 출력으로 하는 심층신경망 기반 패턴분류기를 작성함.
 - Layer-wise Relevance Propagation (LRP) 방법을 적용하여, 은닉층의 생성 과정을 역추적 함으로써 자율신경계 특징(출력)을 잘 설명하는 뇌파 특징(입력)을 찾아냄.
- 1) HRV의 스펙트럼 중 저주파수 대역(LF: 0.04~0.15 Hz)의 반응은 주로 교감신경의 활동을 반영하며, 피로도의 높고 낮음에는 뇌파의 영향을 받지 않았으나, 집중도의 높고 낮음에는 큰 영향을 받는 것으로 해석됨.
- 2) HRV의 스펙트럼 중 고주파수 대역(HF: 0.15~0.40 Hz)의 반응은 부교감신경의 활동을 반영하며, 피로도의 높고 낮음에는 뇌파의 영향을 받으나, 집중도의 높고 낮음에는 영향을 받지 않는 것으로 해석됨.
- 3) 피부전도도의 반응은 교감신경의 활동만을 반영하며, 피로도의 높고 낮음에는 뇌파의 영향을 받지 않았으나, 집중도의 높고 낮음에는 큰 영향을 받는 것으로 해석됨.

B. 운전자 집중도/피로도 예측 알고리즘 개발

B-1. 알고리즘 개발

① 뇌파기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도 (82.54/80)

- **피로도:** 1분 길이의 뇌파에 대한 주파수 대역별 파워를 입력으로 하고, 피로한 상태와 피로하지 않은 상태를 구분하는 분류기를 작성하였음.
 - 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 82.54% 정확도로 피로 여부를 구분하였음.
- **집중도:** 단일시행의 사건관련전위 파형을 입력으로 하고, 집중하고 있는 상태와 집중하지 못한 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함.
 - 집중도를 측정하기 위한 돌발 상황이 두 가지(운전자 차량의 차선 이탈, 앞 차량의 급정지)가 제시되었기 때문에, 각각의 돌발 상황에서의 집중도 분류기를 작성함.

돌발 상황1: 운전자 차량의 차선 이탈

- 운전자 차량의 차선 이탈 상황에서의 뇌파를 입력하여 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 61.25% 정확도로 집중 여부를 구분하였음.

돌발 상황2: 앞 차량의 급정지 상황

- 앞 차량의 급정지 상황에서의 뇌파를 입력하여 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 62.50% 정확도로 집중 여부를 구분하였음.

② 생리지표기반 운전자 집중도/피로도 예측 정확도 (94/80)

- **피로도:** 1분 길이의 자율신경계 신호로부터 계산한 모든 특징값의 조합을 입력으로 하고, 피로한 상태와 피로하지 않은 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함.
 - 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 78.00% 정확도로 피로 여부를 구분함.
 - 이는 뇌파만을 이용하였을 때의 피로 구분 정확도(82.54%) 대비 94.00%로 잘 구분함을 검증하였음.
- **집중도:** 단일시행의 자율신경계 신호로부터 계산한 모든 특징값의 조합을 입력으로 하고, 집중하고 있는 상태와 집중하지 못한 상태를 구분하는 심층신경망 분류기를 작성함.
 - 집중도를 측정하기 위한 돌발 상황이 두 가지(운전자 차량의 차선 이탈, 앞 차량의 급

정지)가 제시되었기 때문에, 각각의 돌발 상황에서의 집중도 분류기를 작성함.

돌발 상황1: 운전자 차량의 차선 이탈

- 자율신경계 특징값을 입력하여 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 56.90% 정확도로 집중 여부를 구분함.
- 자율신경계를 이용하여 집중 여부를 구분하였을 때의 정확도(56.90%)는 뇌파만을 이용하여하였을 때의 집중 구분 정확도(61.25%) 대비 92.90%로 잘 구분함을 검증하였음.

돌발 상황2: 앞 차량의 급정지 상황

- 자율신경계 특징값을 입력하여 훈련된 분류기를 test 샘플로 검증한 결과 평균 54.56% 정확도로 집중 여부를 구분함.
- 자율신경계를 이용하여 집중 여부를 구분하였을 때의 정확도(54.56%)는 뇌파만을 이용하여하였을 때의 집중 구분 정확도(62.50%) 대비 87.30%로 잘 구분함을 검증하였음.

C. 정량목표

① SCI급 학술지 게재 (0건/2건)

② 일반학술지 게재 2건 (2건/2건)

- 여동훈, 최정우, 김경환, “긍정, 부정 감정 유발 시각자극에 의한 감마-대역 신경동기화 증가”, 대한의용생체공학회:의공학회지, vol. 39, no. 2, pp. 94-102, Apr. 2018.
- 김현, 최종두, 최정우, 여동훈, 서부경, 허성진, 김경환, “영상에 의해 유발된 부정적 감정 상태에 따른 전두엽 감마대역 신경동기화”, 대한의용생체공학회:의공학회지, vol. 39, no. 3, pp. 124-133, Jun. 2018.

③ 특허 출원 2건 (2건/2건)

- 뇌활동 반영 자율신경계 신호 기반 집중도 또는 피로도 또는 졸음 모니터링 시스템, 출원번호 10-2018-0055648
- 생체신호를 이용한 차량 간 운전자의 주행의도정보 상호전달 시스템 및 그 제어방법, 출원번호 10-2018-0093231

④ 특허 등록 1건 (0건/1건)

D. 기타 성과

- 학위인력 배출: 석사 1명(여동훈, 2017)

3-3. 목표 미달성 시 원인(사유) 및 차후대책(후속연구의 필요성 등)

□ 미달성된 목표 및 차후대책

과제 기간이 21개월로 짧고, SCI급 논문심사 및 특허 등록심사 기간이 과제 기간 내에 끝나기 어려움을 고려해 주시기 바랍니다.

- 위 미달성 성과는 과제종료 이후에 달성될 예정입니다.

① SCI급 학술지 게재 (2건)

- 다음 세 건의 해외논문을 작성하여 학술지에 제출하여 두 건의 논문이 등록심사 진행 중이며, 한 건의 논문이 게재 승인됨.

- Donghoon Yeo, Jeong Woo Choi, Kwang Su Cha, Kyung Hwan Kim, “Spatiotemporal analysis of event-related current density reveals dissociable effects of arousal and valence on emotional picture processing”, ICBE.
- Jeong Woo Choi, Kwang Su Cha, Kyung Hwan Kim, “Covert intention on ‘yes’ or ‘no’ is dissociated in alpha-band local and inter-regional neural synchronies”, Computational intelligence and neuroscience.
- Jeong Woo Choi, Kyung Hwan Kim, “Covert intention to answer ‘yes’ or ‘no’ can be decoded from single-trial electroencephalograms (EEGs)”, Journal of Neural Engineering.

② 특허 등록 1건 (1건)

- 본 과제에서 출원한 두 개의 특허에 대해 등록심사 진행 중임.

- 뇌활동 반영 자율신경계 신호 기반 집중도 또는 피로도 또는 졸음 모니터링 시스템, 출원번호 10-2018-0055648
- 생체신호를 이용한 차량 간 운전자의 주행의도정보 상호전달 시스템 및 그 제어방법, 출원번호 10-2018-0093231

- 이외에도 많은 연구결과가 선행연구에 비해 새로운 결과들을 포함하고 있어 논문작성 계획 중에 있으며, 추후 논문게재 후 연구성과로 등록할 예정입니다.

□ 후속연구의 필요성

본 연구는 운전상황 통제 및 운전자의 안전을 위해 운전 시뮬레이션 환경에서 진행되었으나, 향후 개발한 기술을 실제 운전상황에 적용하기 위하여 다음과 같은 후속연구가 필요함.

- 연구용 장비와 스마트밴드 등의 상용 장비와의 센서 성능 차이를 보완하기 위한 알고리즘 세부 변수 수정.
- 실제 운전상황에서 노면에 의한 진동이나 운전자 또는 차량의 움직임에 의한 잡음에 대응이 가능한 신호 분석기술 개발.
- 실제 운전상황에서의 운전 집중도 및 피로도를 반영하는 생리 신호 특징을 확보하기 위한 노면 운전에서의 생리 신호 및 행동 반응의 빅데이터 확보.
- 본 연구는 앞 차량의 급정지 상황, 운전 차량의 차선 이탈로 집중도를 정의하기 위한 돌발 상황을 제한하였으나 실제 운전상황에서 일어날 수 있는 수많은 돌발 상황을 포함하고 있는 실제 노면 운전의 데이터 확보가 시급함.
- 집중도 및 피로도의 분류 정확도 향상을 위해 수백에서 수천 명 단위의 실제 노면 운전 정보를 포함하고 있는 빅데이터를 통한 심층신경망 분류기 훈련이 필요함.

본 연구에서는 성능에 대한 자체 검증을 하였으나, 이를 적용하여 상용화하기 위하여 전문 검증기관을 통한 엄밀한 성능 검증 과정이 필요함.

4. 연구개발성과의 활용 계획 등

본 기술은 근본적으로 웨어러블 장비로부터 측정 가능한 신호만으로 개발되었으며, 시중에 보급되어 있는 많은 스마트워치 및 스마트밴드에서 구현이 가능하므로 시장성에서 매우 큰 강점을 가지고 있음.

○ 기술수요처

- 주행 중 생체신호 기반의 운전자 집중도/피로도 모니터링 기술은 안전운전을 위한 운전자 맞춤형 서비스를 제공하는 신기술로 활용 가능하며 스마트 자동차산업에 직접적인 기여가 기대됨.
- 졸음운전 및 전방 부주의에 의한 자동차 교통사고를 예방하기 위한 정부 차원의 기술적 해결책으로 요구될 수 있음.
- 또한, 본 과제를 통해 개발된 기술을 이용하여 기존에 뇌파를 이용해야만 측정할 수 있는 인지·심리·신경 관련 지표를 웨어러블 장비를 이용해 편리하고, 저렴한 비용으로 측정할 수 있음. 예를 들어, 감정 상태의 변화, 시·청각 자극에 대한 선호도 차이, 마취 심도 측정, 수면 상태 측정 등의 여러 감시 시스템에서 해당 기술을 활용할 수 있음.

○ 실용화/제품화 방안

- 세부 연구 결과들을 가능한 경우 특허출원 등을 통해 지식재산권을 확보하여 관련 업체들과 원활한 협력을 도모하고 제품 및 서비스 형태를 구체화 시도함.
- 실시간으로 손목착용형 웨어러블 디바이스를 통해 운전자의 집중도/피로도 모니터링이 가능하여 운전자의 부주의, 졸음 등으로부터 예방할 수 있는 새로운 개념의 안전 감시 시스템 구현이 가능함.
- 그뿐만 아니라, 의료계 관련 업체들과 협력하여 수술 중 마취 심도 모니터링, 수면 상태 측정 등의 다양한 감시 시스템에 웨어러블 장비를 이용할 수 있음. 이를 통해 착용이 어렵고 가격이 비싼 뇌파 장비를 이용할 때 보다 환자에게는 더 편리한 시스템을 제공할 수 있고, 병원에게는 이전 시스템을 대체할 수 있는 저렴한 시스템을 갖출 수 있게 함.
- 프로그램의 보완/평가, 최종 개발품 테스트 및 업그레이드에 대한 지속적인 단계별 연구를 통한 제품의 안정성 확보가 가능함.
- 본 연구 과제를 통해 개발된 핵심기술의 지식재산권에 대해 국내외 관련 기업에 기술이

전 시도가 가능함.

○ 미래원천기술 확보 및 우위 선점

- 본 과제에서 개발하고자 하는 생리신호 기반 운전자 집중도/피로도 모니터링 원천 기술은 의료기술, 도시 및 주거환경, 마케팅, 게임 등의 인지·심리·신경 상태 감시 시스템을 활용하는 다양한 분야에 응용 가능함
- 사용자의 생체정보를 지속해서 획득, 분석하는 도구를 제공함으로써 주로 통제된 실험실 환경 내에서 이루어지는 인지 신경 심리 관련 바이오마커 연구 한계를 극복할 수 있는 토대를 마련할 수 있음.
- 위와 같은 학문적 파급효과를 고려할 때 여러 후속연구 과제를 파생시킬 수 있음. 선진 각국의 신경과학 연구 관련 연구 과제의 예에서 보듯이 관련 분야 연구의 중요성은 국내 외적으로 지속해서 인정받고 있음.
- 본 연구에서 개발될 손목착용형 센서모듈 측정 생리신호 기반 운전자 집중도/피로도 감시 시스템 핵심원천기술들은 연구사례가 전혀 없으며 부가가치 창출이 기대되므로 원천 특허 확보에 대한 필요성 및 가능성이 큼.

○ 신산업 창출

- 웨어러블 헬스케어 및 자동차 기술의 융합으로 국내 자동차산업의 경쟁력증대에 이바지할 것으로 기대됨.
- 생리신호 측정이 가능한 운전자용 웨어러블 디바이스를 통한 운전자 건강 및 주의 감시 시스템으로 차세대 지능형 자동차 서비스의 개선 및 신기술 자동차 시장 형성이 가능할 것으로 기대됨.
- 또한, 본 과제에서 개발하고자 하는 심층신경망 기술 기반의 뇌파-자율신경계 관계 모델링 기술은 생체신호 처리 연구 분야에서뿐만 아니라, 일반 공학, 심리학, 사회학, 마케팅 등의 여러 학문 분야 및 산업 분야에서 활용될 수 있음. 예를 들어, 마케팅 분야에서 특정 제품에 대한 소비자의 호감도를 파악할 때, 호감도를 표상하는 뇌파 지표를 대체할 수 있는 자율신경계 지표를 이용함으로써 더 저렴하고 편리한 방법으로 뉴로마케팅 설문 조사를 시행할 수 있게 됨.

붙임. 참고문헌

- [1] 고속도로 졸음운전 실태조사 결과 보고서, 교통안전공단, 2015.12.
- [2] Lal, Saroj KL, and Ashley Craig. "Driver fatigue: electroencephalography and psychological assessment." *Psychophysiology* 39.3 (2002): 313-321.
- [3] Lal, Saroj KL, and Ashley Craig. "A critical review of the psychophysiology of driver fatigue." *Biological psychology* 55.3 (2001): 173-194.
- [4] Ebe, K., Itoh, K., Kwee, I. L., & Nakada, T. (2015). Covert effects of “one drink” of alcohol on brain processes related to car driving: An event-related potential study. *Neuroscience Letters*, 593, 78-82.
- [5] Schmidt, E. A., Schrauf, M., Simon, M., Fritzsche, M., Buchner, A., & Kincses, W. E. (2009). Drivers' misjudgement of vigilance state during prolonged monotonous daytime driving. *Accident Analysis and Prevention*, 41(5), 1087-1093.
- [6] Skipper, Julie H., and Walter W. Wierwille. "Drowsy driver detection using discriminant analysis." *Human Factors* 28.5 (1986): 527-540.
- [7] Galinsky, Traci L., et al. "Psychophysical determinants of stress in sustained attention." *Human Factors* 35.4 (1993): 603-614.
- [8] Grandjean, E. "Fatigue in industry." *Occupational and Environmental Medicine* 36.3 (1979): 175-186.
- [9] Miller, James C., and Robert R. Mackie. "Effects of irregular schedules and physical work on commercial driver fatigue and performance." *Human Factors in Transport Research* Edited By Dj Osborne, Ja Levis 1 (1980).
- [10] Lal, S. K. L., and A. Craig. "Psychophysiological effects associated with drowsiness: driver fatigue and electroencephalography." *International Journal of Psychophysiology*. Vol. 35. No. 1. PO BOX 211, 1000 AE AMSTERDAM, NETHERLANDS: ELSEVIER SCIENCE BV, 2000.
- [11] Riemersma, J. B. J., et al. "Performance decrement during prolonged night driving." *Vigilance*. Springer, Boston, MA, 1977. 41-58.
- [12] Lal, Saroj KL, and Ashley Craig. "Driver fatigue: Psychophysiological effects."

INTERNATIONAL CONFERENCE ON FATIGUE AND TRANSPORTATION, 4TH, 2000, FREMANTLE, WESTERN AUSTRALIA. 2000.

- [13] Yamamoto, Sakae, and Shigeaki Matsuoka. "Topographic EEG study of visual display terminal (VDT) performance with special reference to frontal midline theta waves." *Brain topography* 2.4 (1990): 257-267.
- [14] Santamaria, Joan, and Keith H. Chiappa. "The EEG of drowsiness in normal adults." *Journal of clinical Neurophysiology* 4.4 (1987): 327-382.
- [15] Riemersma, J. B. J., et al. "Performance decrement during prolonged night driving." *Vigilance*. Springer, Boston, MA, 1977. 41-58.
- [16] Harris, William. "Fatigue, circadian rhythm, and truck accidents." *Vigilance*. Springer, Boston, MA, 1977. 133-146.
- [17] Hartley, Laurence R., et al. "Indicators of fatigue in truck drivers." *Applied Ergonomics* 25.3 (1994): 143-156.
- [18] Belyavin, A., and Nicola A. Wright. "Changes in electrical activity of the brain with vigilance." *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 66.2 (1987): 137-144.
- [19] Torsvall, Lars. "Sleepiness on the job: continuously measured EEG changes in train drivers." *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 66.6 (1987): 502-511.
- [20] Okogbaa, O. Geoffrey, Richard L. Shell, and Davorka Filipusic. "On the investigation of the neurophysiological correlates of knowledge worker mental fatigue using the EEG signal." *Applied Ergonomics* 25.6 (1994): 355-365.
- [21] Markand, Omkar N. "Alpha rhythms." *Journal of Clinical Neurophysiology* 7.2 (1990): 163-190.
- [22] Davies, D. R., and Andjelko Krkovic. "Skin-conductance, alpha-activity, and vigilance." *The American journal of psychology* 78.2 (1965): 304-306.
- [23] Morrell, Lenore K. "EEG frequency and reaction time—a sequential analysis." *Neuropsychologia* 4.1 (1966): 41-48.

- [24] Gale, Anthony, Robin Davies, and Adrian Smallbone. "EEG correlates of signal rate, time in task and individual differences in reaction time during a five-stage sustained attention task." *Ergonomics* 20.4 (1977): 363-376.
- [25] Makeig, Scott, and Tzyy-Ping Jung. "Changes in alertness are a principal component of variance in the EEG spectrum." *NeuroReport-International Journal for Rapid Communications of Research in Neuroscience* 7.1 (1995): 213-216.
- [26] Sheer, D. E. "A working cognitive model of attention to fit in the brain and in the clinic." *Attention: Cognition, Brain Function, and Clinical Application*. Academic Press, New York (1988).
- [27] Santamaria, Joan, and Keith H. Chiappa. "The EEG of drowsiness in normal adults." *Journal of clinical Neurophysiology* 4.4 (1987): 327-382.
- [28] Schmidt, Eike A., et al. "Assessing drivers' vigilance state during monotonous driving." (2007).
- [29] Kim, Jaeseok, and Hyunchul Shin. *Algorithm & SoC Design for Automotive Vision Systems*. Springer, 2014.
- [30] Leng, Lee Boon, Lee Boon Giin, and Wan-Young Chung. "Wearable driver drowsiness detection system based on biomedical and motion sensors." *SENSORS*, 2015 IEEE. IEEE, 2015.
- [31] Schrauf, Michael, et al. "Assessing Drivers' Fatigue State Under Real Traffic Conditions Using EEG Alpha Spindles." (2011).
- [32] Boon-Leng, Lee, Lee Dae-Seok, and Lee Boon-Giin. "Mobile-based wearable-type of driver fatigue detection by GSR and EMG." *TENCON 2015-2015 IEEE Region 10 Conference*. IEEE, 2015.
- [33] Schmidt, Eike A., et al. "Drivers' misjudgement of vigilance state during prolonged monotonous daytime driving." *Accident Analysis & Prevention* 41.5 (2009): 1087-1093.
- [34] Åkerstedt, Torbjörn, and Mats Gillberg. "Subjective and objective sleepiness in the active individual." *International Journal of Neuroscience* 52.1-2 (1990): 29-37.

- [35] Stern, John M. Atlas of EEG patterns. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [36] Jap, Budi Thomas, et al. "Using EEG spectral components to assess algorithms for detecting fatigue." *Expert Systems with Applications* 36.2 (2009): 2352-2359.
- [37] Åkerstedt, Torbjörn, Göran Kecklund, and Anders Knutsson. "Manifest sleepiness and the spectral content of the EEG during shift work." *Sleep* 14.3 (1991): 221-225.
- [38] Eoh, Hong J., Min K. Chung, and Seong-Han Kim. "Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation." *International Journal of Industrial Ergonomics* 35.4 (2005): 307-320.
- [39] Zhao, Chunlin, et al. "Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator." *Accident Analysis & Prevention* 45 (2012): 83-90.
- [40] Van Dijk, Hanneke, et al. "Prestimulus oscillatory activity in the alpha band predicts visual discrimination ability." *Journal of Neuroscience* 28.8 (2008): 1816-1823.
- [41] Klimesch, Wolfgang, Paul Sauseng, and Simon Hanslmayr. "EEG alpha oscillations: the inhibition-timing hypothesis." *Brain research reviews* 53.1 (2007): 63-88.
- [42] Reyner, Louise A., and James A. Horne. "Early morning driver sleepiness: effectiveness of 200 mg caffeine." *Psychophysiology* 37.2 (2000): 251-256.
- [43] Kubota, Yasutaka, et al. "Frontal midline theta rhythm is correlated with cardiac autonomic activities during the performance of an attention demanding meditation procedure." *Cognitive Brain Research* 11.2 (2001): 281-287.
- [44] Hsieh, Li, et al. "Conversation effects on neural mechanisms underlying reaction time to visual events while viewing a driving scene: fMRI analysis and asynchrony model." *Brain Research* 1251 (2009): 162-175.

주 의

1. 이 보고서는 국토교통부에서 시행한 국토교통기술촉진사업의 연구보고서입니다.
2. 이 보고서 내용을 발표하는 때에는 반드시 국토교통부에서 시행한 국토교통기술촉진사업의 연구결과임을 밝혀야 합니다.
3. 국가과학기술 기밀 유지에 필요한 내용은 대외적으로 발표 또는 공개하여서는 안 됩니다.