

이중 과업하의 모의운전에서 표면 뇌전위를 이용한 운전피로의 진단에 관한 연구 : 운전자 행동모형과 뇌파 인터페이스의 응용 가능성

포항공과대학교 어흥준
서울대학교 윤명환
포항공과대학교 정민근

1. 서 론

일반적으로 피로한 운전자들은 집중하지 못하거나 조작성의 실수가 발생하는 경우가 증가하고, 정보처리 속도와 기억용량이 줄어들며, 작업 수행도의 변화가 크게 일어난다고 한다(1). 기존의 사고 통계 자료나 조사 보고서에서도 운전자 피로가 자동차 사고의 주요 원인 중의 하나로 나타나고 있다(2,3). 그러나, 최근까지도 교통사고에 대한 대책으로는 차량의 안전장치 강화를 통한 피해 최소화와 도로의 결함해소, 그리고 관련 법규의 강화 등의 측면에서만 노력이 이루어지고 있으며 운전자의 인적요인에 대한 고려는 제대로 이루어지지 않고 있다.

운전자 피로를 방지하기 위해서는 적절한 측정방법을 통하여 운전자의 피로해진 상태를 감지하는 것이 우선적으로 이루어져야 한다. 실험연구의 관점에서 살펴보면 피로는 잠재적인 개념이며, 피로를 직접적으로 측정하는 것은 불가능하다. 이러한 잠재변수는 관측 가능하고 명시적인 변수와의 모델링을 통하여 관측될 수 있다. 피로는 작업 수행도, 주관적 평가, 생리학적 평가 등의 세가지 방법으로 관측이 가능하다.

작업 수행도를 통해 피로를 평가하는 방법으로는 주작업의 수행도를 측정하는 방법, 부가작업의 수행도를 측정하는 방법, 그리고 주작업을 멈춘 상태에서 다른 작업의 수행도를 측정하는 방법이 있다(4). 주작업 측정 방법은 측정하고자 하는 작업의 수행도를 통하여 작업 부하와 피로도를 산출하는 방식으로 주어지는 정보의 양, 작업 수행시간, 오류의 수 등을 이용한다. 부가작업의 수행도를 측정하는 것은 피실험자로 하여금 주작업 이외의 부가작업을 수행하게 하고 부가작업의 수행도를 통해 작업자의 피로도를 간접적으로 측정하는 것이다.

지속된 운전작업은 운전자의 피로를 증가시킨다. 일상적인 운전에서 요구되는 작업부하는 운전자의 작업부하 용량에 비해서 상당히 낮은 값을 가지기 때문에, 이러한 피로도의 증가는 운전 수행도 만을 통해서 쉽게 관측할 수 없다. 한편 운전 작업의 부하가 낮은 경우에는 다

른 작업(예를 들어, 옆 사람과의 대화)을 수행하여 적절한 부하수준을 유지하려는 경향이 있는데, 이러한 경향도 운전작업의 수행도만으로 운전자 피로를 측정하는 것을 힘들게 한다. 이와 같이 주작업 측정에 의한 부하 측정이 힘든 경우에는 부가작업 수행도를 통하여 부하를 측정할 수 있다. Zeitlin(5z)는 현장 적용에 유용한 부가작업 선정의 지침으로 (1) 주작업과 다른 입 출력 방법을 사용한다 (2) 피실험자의 학습을 최소화해야 한다 (3) 반복에 따른 변화가 적어야 한다 (4) 장비를 최소화하는 것이 좋다 (5) 기록하기 쉬워야 한다 등의 5 가지를 제시하였다. 또한, [5] 는 운전작업에 적합한 부가작업으로 숫자 회상 작업(Delayed Digit Recall Task) 과 난수 생성 작업(Random Number Generation Task)을 제시하였다. 지침의 기준에 따르면 난수 생성 작업이 숫자 회상 작업에 비하여 우위를 차지하지만, 기존 연구결과 피로도의 변별력에서 숫자 회상 작업이 뛰어나다.

주관적 평가 방법은 작업자가 느끼는 피로 정도를 주관적으로 판단하여 알아내는 방법이다. 관찰자가 작업자의 모습을 관찰하여 작업자의 피로도를 알아보는 경우도 있으나(6), 대개는 작업자 본인이 설문지 작성 등을 통해 스스로 평가하게 된다. 이 때, 작업자의 상태 변화를 가장 정확하게 느끼는 사람은 작업자 자신이라는 가정을 바탕으로 한다. 주관적 평가를 위한 방법으로 Stanford Sleepiness Scale(7), NASA-TLX Scale(8), UMACL(9), CIQ(10), SWAT Technique(11) 등 다양한 평가 방법이 개발되었으나 아직까지 표준으로 확립된 것은 없는 실정이다. 운전작업에서와 같이 짧은 시간에 효과적으로 주관적 피로를 측정하기 위해서는 다차원 측정법 보다는 단일 항목으로 측정을 하는 것이 유리하다.

생리학적 측정은 작업자의 생리적인 변화를 측정하여 피로도를 평가하는 방법이다. 인간의 생리적 변화를 알아보는 방법으로는 일반적으로 심박수 변화율(Heart Rate Variability, HRV), 근전도(Electromyogram, EMG), 눈깜박임 등이 자주 사용되며, 최근에는 뇌전위(Electro-

ncephalography)를 이용한 분석도 사용된다.

뇌전위의 밴드별 구분에서, 일반적으로 세타파와 알파파 영역에서의 변화는 인지(Cognitive) 및 기억(Memory)의 수행도를 반영한다고 알려져 있다[12]. 베타파(13~22 Hz) 활동은 각성상태와 관련이 있으며 베타파 활동이 증가수록 레이더 감시작업의 수행도가 높아진다는 연구결과가 있다[13]. 운전과 관련된 뇌전위 연구에서[14,15] 등은 운전자의 각성 정도가 낮아질수록 알파파와 세타파의 크기가 증가한다고 하였으며, [16]은 스티어링휠의 움직임과 알파파의 크기 사이에 상관관계가 있다는 것을 보였다. [17]은 운전 작업을 지속함에 따라 상대에너지변수(Relative Energy Parameter) $(\alpha+\theta)/\beta$ 가 감소함을 보였다. 이밖에도 뇌전위를 이용한 많은 연구가 수행되었으나, 대부분의 연구들이 운전 초반부와 후반부 간에 이원적인 차이가 있음을 보이는데 그쳤으며, 일부 연구들은 서로 상반된 결과를 도출하기도 하였다.

2. 연구방법

2.1 실험작업

본 연구에서는 연속된 운전에 의해 피로해지는 운전자의 뇌전위 특성을 파악하기 위하여 모의운전 장치를 이용한 실험을 계획하였다. 모의운전 장치에 사용된 소프트웨어는 실제 차량의 특성이 가장 잘 반영된 Polyphony사의 Grand Turismo 2이며, 구동 하드웨어는 SONY의 Playstation이다. 운전에 사용된 주행로는 일반 운동장과 같은 형태로, 가장 단조로운 형태를 채택하였다. 그림 1에 나타난 바와 같이 직선 구간과 곡선구간이 번갈아 나타난다. 도로는 편도 2차선이며, 피실험자의 차량 1대만 운행된다. 차량의 최고속도는 시속 140km이다.

주행로는 직선 코스에서는 경사도가 없으며, 곡선코스에서는 곡선의 바깥쪽이 안쪽보다 높은 위치를 가지도록 설계되어 있어 고속도로와 비슷한 구조를 가진다. 전체 주행로의 길이는 5km이며 직선코스과 곡선코스의 비율은 3:2 이다.

부가작업으로는 숫자 회상 작업이 사용되었다. 숫자 회상 작업이란 일정한 시간 간격으로 들려주는 연속된 난수의 나열을 듣고, 현재 시점에서 몇 단계 만큼 이전의 숫자를 회상하는 작업이다. 이때 몇 단계에 해당되는 것을 지연 단위라고 부르며, 보통 한 단위가 많이 사용된다. 본 실험에서는 예비실험을 통하여 숫자회상작업의 지연단위를 두 단위로 정하였다.

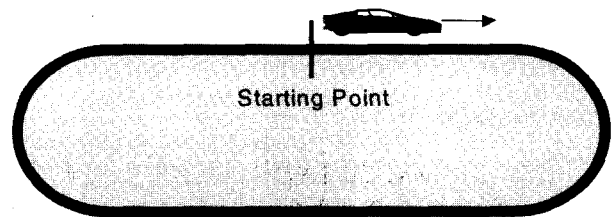


그림 1 모의 운전 환경

2.2 실험계획

본 연구의 독립변수는 운전 시간이다. 이것은 피실험자가 운전을 지속한 시간을 의미하며, 운전 시간의 단위는 분석의 방법에 따라서 달라진다. 본 연구에서는 분석의 기본 단위로 운전시기 및 초 단위를 설정하였다. '운전시기'는 주행로 세 바퀴를 한 구간으로 정의하여 1시기~12시기까지 정의되었다. '초 단위'는 Artifact 분리 알고리즘 적용 및 파워 스펙트럼의 변화를 살피는 최소 단위가 된다.

본 연구의 종속변수는 작업 수행도, 주관적 평가 및 뇌전위이다. 작업 수행도는 사고회수와 바퀴당 주행시간 및 부가작업의 실수회수로 구분된다. 피실험자가 모의운전을 하는 동안 도로를 이탈하는 모든 경우를 사고라고 정의하였다. 도로 이탈에는 충돌로 인한 운행 중단뿐만 아니라, 격벽과의 가벼운 접촉 및 갓길 운행도 포함하였다. 아울러, 피실험자가 정해진 속도(100~120km)를 20%이상 초과할 경우에도 사고로 정의하였다. 사고회수와 바퀴당 주행시간은 실험이 종료된 후 비디오 분석을 통해 측정하였다. 주관적인 피로도의 측정은 운전 도중 피실험자가 느끼는 피로도도 0~100점 사이의 점수로 응답하게 하였다. 100점이 극도로 피로한 상태를 의미한다. 뇌전위는 아래 그림 2에 나타난 바와 같이 10-20 체계(International 10-20 System)에 의거하여 Fp1, Fp2, T3, T4, P3, P4, O1, O2 등의 여덟 부위에서 측정하였다.

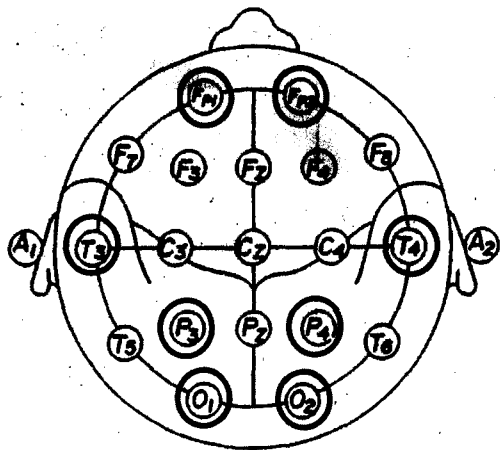


그림 2 뇌전위 전극 부착 위치

2.3 피실험자

기존연구에 의하면 30세 이상의 운전자와 30세 미만의 운전자는 장거리 운전에서 피로도의 차이를 보인다는 것이 알려져 있다[18]. 또한 남성과 여성은 피로에 의한 교통사고 발생 빈도에 차이를 보인다[2]. 본 연구에서는 개인간 차이를 줄이기 위해 20대 중반의 건강한 남자를 대상으로 운전면허 취득 후 실제 운전 경력이 1년 이상인 사람을 선별하였다. 선별된 8명의 평균 연령

은 24.4 ± 1.1 세이며, 평균신장은 171.5 ± 5.5 cm, 운전경력은 16.5 ± 5.8 개월 이었다. 피실험자 모두가 운전 중 2시간 마다 휴식을 취했으며, 휴식 시간은 약 17분이었다.

2.4 실험장비

모의운전 장치는 자동차운전 소프트웨어와 소프트웨어 구동에 필요한 하드웨어, 스티어링 휠과 페달, 자동차용 운전석, 그리고 운전환경 제어를 위한 빔 프로젝트와 스크린을 사용하였다. 실제 환경과 최대한 비슷한 환경을 만들기 위하여 실제 자동차의 치수를 바탕으로 프레임 제작하여 스티어링 휠과 페달 및 의자를 배치하였다. 운전 화면으로는 대형 스크린(160 X 110 cm)을 사용하였으며, 스티어링 휠과 의자는 실제 차량에 사용되는 부품을 사용하여 현실감을 높여 주었다. 추후에 운전 수행도를 자세하게 분석하기 위하여, 빔 프로젝트의 영상을 VCR을 이용하여 기록하였으며, 운전자의 행동을 관측하기 위하여 캠코더로 실험기간 전체를 촬영하였다. 뇌전위 측정을 위하여 8 채널 전용 EEG (Laxtha, LXE1008C)를 사용하였다. A/D Conversion 및 데이터 수집에는 BIOPAC MP100WSW과 전용 소프트웨어 Acqknowledge 3.5.7를 사용하였다.

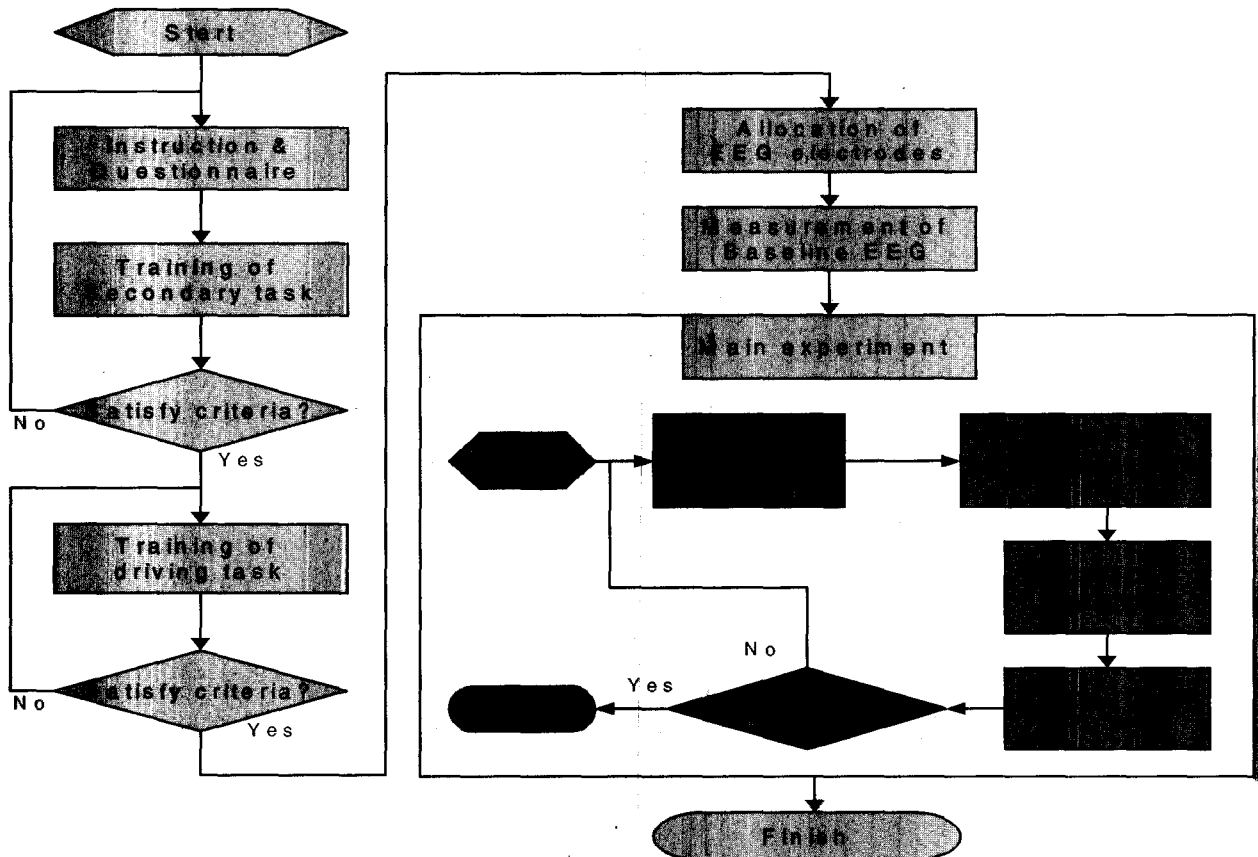


그림 3 실험절차

2.5 실험절차

본 연구의 실험절차가 그림3에 나타나 있다. 그림 3에 나타난 바와 같이 학습효과를 방지하는 훈련사전 실험을 거친 후 뇌파를 측정하는 본 실험을 진행하였다.

본 실험에서는 5km의 트랙을 중단 없이 연속으로 35바퀴 완주하도록 하였다. 본 실험의 운전주행 중, 세 바퀴마다 한 번씩 부가작업을 수행하게 하였다. 본 연구에서 사용한 부가작업은 음성 응답을 요구하기 때문에 1회 2분이 소요되는 작업을 매 바퀴마다 수행할 경우, 피실험자의 성대에 큰 부담을 주게 된다. 부가작업 수행으로 인한 성대의 피로가 누적될 경우 실험 후반부에 가서는 작업수행이 불가능할 수도 있으므로, 부가작업은 세 바퀴마다 한 번씩 수행하도록 하였으며, 피실험자 당 12회의 수행이 있었다. 주관적 피로도는 부가작업이 수행된 바퀴에 한하여 측정하였다.

실험을 시작하기 전이나 실험 도중에 피실험자에게 총 몇 바퀴를 주행하는지에 관한 정보는 주지 않도록 하였다. 실험의 종료 시점을 예측할 수 있을 경우, 피실험자에게 일종의 동기 부여(Motivation)를 제공하여 피로도에 영향을 줄 수 있기 때문이다. 모든 주행을 마친 후에는 호흡 측정용 센서와 뇌전위 전극들을 제거하고 피실험자로부터 실험에 관한 의견을 받고 실험을 종료하였다. 총 실험 시간은 3 시간 내외이고 본 실험은 평균 2시간 정도 소요되었다.

2.6 분석방법

2.6.1 측정

실험의 시작부터 끝까지 운전 수행도 및 생리학적 지표를 기록하였다. 운전 수행도는 녹화된 운전화면으로부터 1초 단위로 파악하였으며, 생리학적 지표는 측정용 소프트웨어에 의해 실시간으로 기록된다. 뇌전위의 측정은 단극 기록법(Monopolar Recording Technique)을 사용하였으며 초당 샘플링은 128Hz로 하였다. Gain은 9000 배로 설정하였다. 자동차의 주행 장면 및 운전자의 운전모습은 별도의 비디오에 기록하여 0.1초 단위로 분석을 하였다.

주작업 수행도 중, 사고에 관한 기록은 자동차가 도로를 이탈하는 순간을 시작시간으로 하였으며, 사고의 수습이 완료되고 규정된 속도를 회복한 시점을 종료시간으로 정하였다. 바퀴당 주행시간과, 구간별 주행시간은 비디오 프레임 분석을 통하여 1/10초단위로 파악한 후 반올림하였다. 부가작업에서 사용되는 난수의 수열은 피실험자에게 들려주는 동시에 컴퓨터 파일로 기록이 된다. 기록된 파일에는 시도 회수, 제시된 숫자와 당시의 시간이 포함되어 있다. 기록된 수열과 마이크로 테이블에 녹음된 피실험자의 응답을 비교하여 부가작업 수행도를 측

정하였다. 측정된 데이터의 처리 및 분석에는 Matlab 5.3과 SAS 8.2를 사용하였다.

2.6.2 전처리

일반적으로 뇌전위의 경우 50 ~ 70 V가 넘는 값을 artifact로 간주하고 있다[19],[20]. 이런 가정하에서 Artifact의 제거 방법은 신호의 진폭을 비교하여 특정치(50 ~ 70 V) 보다 큰 경우, 시계열에서 제거하거나 0으로 치환하는 simple out-of-bounds test가 많이 사용되어 왔다. 이 방법은 단순히 신호의 크기만으로 비교하기 때문에, 진폭이 기준치 보다 큰 EEG 신호나 진폭이 기준치 보다 작은 Artifact를 제거할 수 없다. 최근에는 신호의 특성을 보다 잘 반영하는 방법으로서, ICA를 이용한 방법, Wavelet 변환을 하는 방법 등도 사용되고 있으며, 상관밀도를 계산하여 Artifact를 제거하는 방법도 있다. 본 연구에서는 ICA를 이용한 Artifact Component 제거방법과 [21]이 개발한 상관밀도 알고리즘을 이용하여 Artifact를 분리하였다.

2.6.3 Data 추출

전처리가 완료된 데이터를 필터링을 통하여 α (4~8Hz), θ (8~13Hz), β (13~22Hz) 의 밴드로 구분하였다. δ (0.5~4Hz) 밴드의 경우 깊은 수면상태와 관련이 있으며, 밴드 대역 상 Artifact와 겹칠 가능성이 많으므로 분석에서 제외하였다. 밴드 별로 구분된 뇌전위 데이터는 초 단위, 구간 단위 및 바퀴 단위로 절단되어 분석에 사용된다. 실제 주행한 바퀴는 15바퀴지만 피실험자의 상태변화가 차이를 보일 수 있는 시간을 할당하기 위하여 전체 주행시간을 3바퀴씩 다섯 시기(Period)로 구분하여 분석을 하였다.

2.6.4 뇌전위 지표

각 구간별로 추출된 데이터로부터 분석을 위한 지표를 계산하였다. 지표는 크게 기초 지표, 비율 지표로 구분하였다. 기초 지표는 α , θ , β 밴드의 뇌전위에 대한 상대파워 값을 의미하며, 각 지표에 대한 계산 방법이 식(1)~식(3)에 나타나 있다.

$$\theta R = \frac{\text{power of } \theta}{(\text{power of } \theta + \text{power of } \alpha + \text{power of } \beta)} \quad (1)$$

$$\alpha R = \frac{\text{power of } \alpha}{(\text{power of } \theta + \text{power of } \alpha + \text{power of } \beta)} \quad (2)$$

$$\beta R = \frac{\text{power of } \beta}{(\text{power of } \theta + \text{power of } \alpha + \text{power of } \beta)} \quad (3)$$

기초 지표들 간의 변화 경향이 서로 상반되는 경향이 있으므로, 이런 효과를 증폭하기 위하여 각 밴드들 간의 비율 지표를 분석하였다. 기존 연구에서 의미가 있는 것으로 밝혀진 β/α , β/α , $(\alpha+\beta)/\beta$ 등의 비율지표들이 각 구

간별로 어떻게 변화하는지를 관측하였다[17,22,23].

3. 결 과

3.1 운전시기에 따른 변화

본 연구의 독립 변수인 운전시기와 다른 변수들과의

상관계수가 표1의 첫 번째 행에 나타나 있다. 주관적 피로도는 운전시기와 유의한 상관관계 ($r=0.505$)를 보였으며, 세 가지 수행도 변수들 중 사고회수만이 운전시기와 유의한 상관관계 ($r=0.282$)를 나타내었다.

뇌전위 지표 여섯 가지는 모두 운전시기와 유의한 상관관계를 보이지 못하였다.

표 1 측정변수들 사이의 상관계수

	운전 시기	주관적 피로도	부가직업 실수회수	사고 회수	바퀴당 주행시간	θR	αR	βR	β/α	θ/α	$(\alpha+\theta)/\beta$
운전 시기	1		-0.028		0.143	0.071	-0.111	0.070	0.188	0.139	-0.003
		1	0.790		0.176	0.506	0.296	0.507	0.074	0.189	0.977
주관적 피로도						0.191	-0.076	-0.113	0.071	0.103	
						0.070	0.474	0.288	0.504	0.331	
부가직업 실수회수			1	0.112	0.183	0.117	0.011	-0.144	-0.105	-0.060	
				0.289	0.080	0.271	0.915	0.175	0.320	0.574	
사고 회수				1		0.166	-0.072	-0.098	-0.022	0.047	0.046
						0.116	0.498	0.357	0.839	0.661	0.664
바퀴당 주행시간					1	0.122	-0.174	-0.121	-0.048	0.163	0.087
						0.248	0.100	0.253	0.649	0.123	0.410

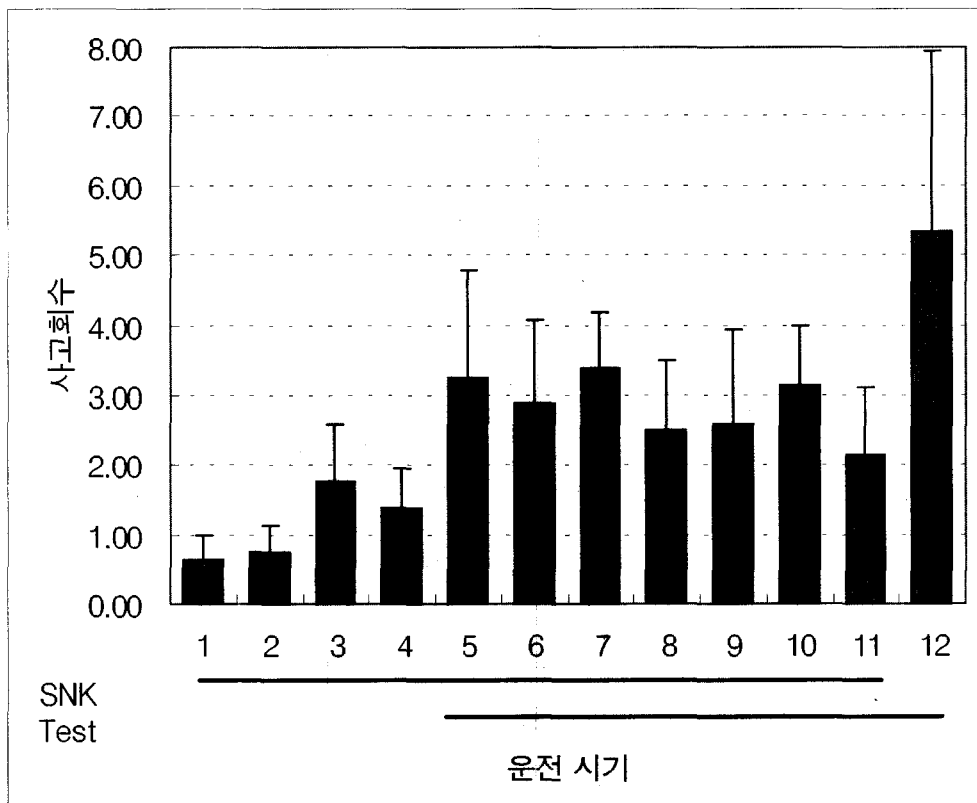


그림 4 운전시기 vs. 사고회수

그림 4에 운전시기의 증가에 따른 사고회수의 변화가 나타나 있다. 운전초기 (1~4 시기)에는 2회 미만의 작은 값을 보이던 사고회수는 운전 중반에는 평균 3회 정도로 증가하였으며, 마지막 시기에는 그 값이 증가하였다.

분산분석 결과, 운전시기에 따른 사고회수의 변화는 유의한 차이가 있는 것으로 밝혀졌다 ($\alpha=0.01$). 각 시기들 간의 통계적인 차이를 검증하기 위하여 Student-

Newman-Keuls (SNK) test를 수행하였으며, 그 결과가 그림 4의 하단에 나타나있다. 그림에서 같은 직선 위의 운전시기들은 서로 통계적인 차이가 없음을 나타낸다.

그림 5에 운전시기의 증가에 따른 주관적 피로도의 변화가 나타나 있다. 사고회수의 변화와는 달리, 주관적 피로도는 운전 초기에서 말기로 진행할수록 단조롭게 증가하는 형태를 보였다.

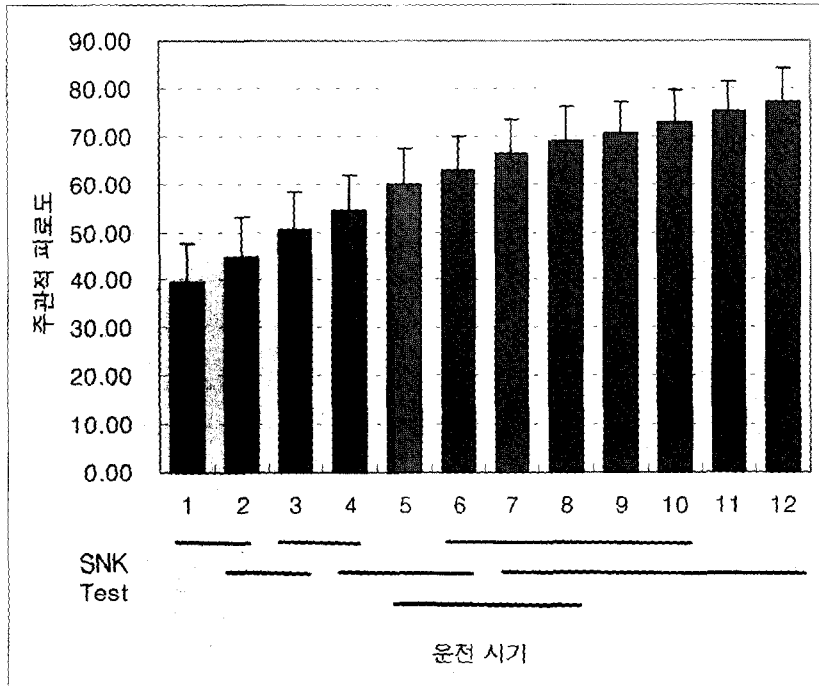


그림 5 운전시기 vs. 주관적 피로도

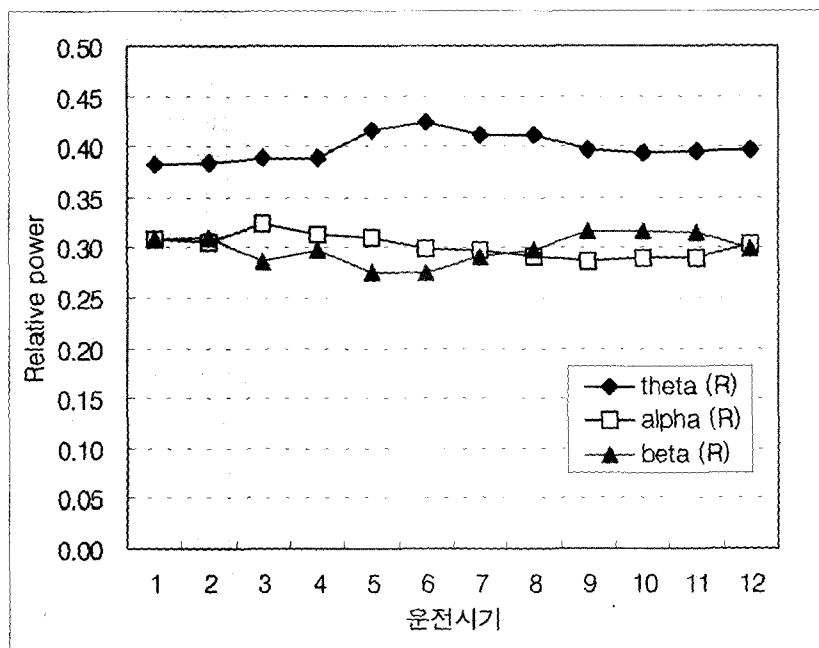


그림 6 운전시기 vs. 뇌전위 기초지표

분산분석 결과, 운전시기에 따른 주관적 피로도의 변화 또한 유의한 차이가 있는 것으로 밝혀졌다 ($\alpha=0.01$). SNK test 결과가 그림 5의 하단에 나타나 있다.

운전시기의 증가에 따른 세가지 뇌전위 기초 지표의 변화가 그림 6에 나타나 있다.

세타, 알파, 베타 세가지 지표 모두 운전시기에 따른 특징적인 변화를 나타내지 않았다. 분산분석 결과 기초 지표 세가지와 비율 지표 세가지 모두 유의하지 않았다.

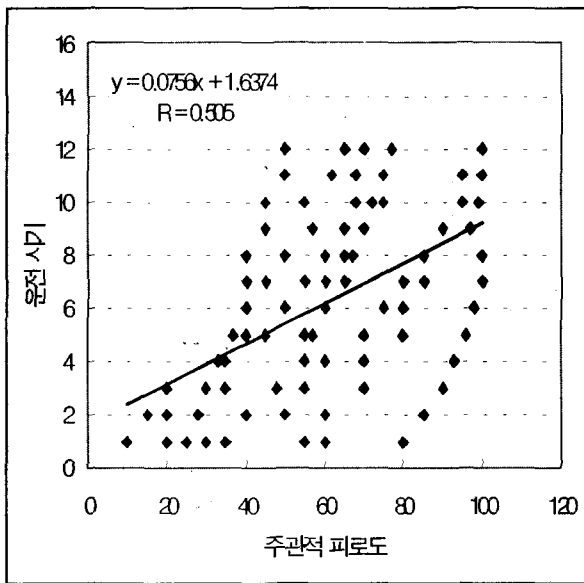
3.2 주관적 피로도에 따른 변화

주관적 피로도와 다른 변수들과의 상관계수가 표 1의

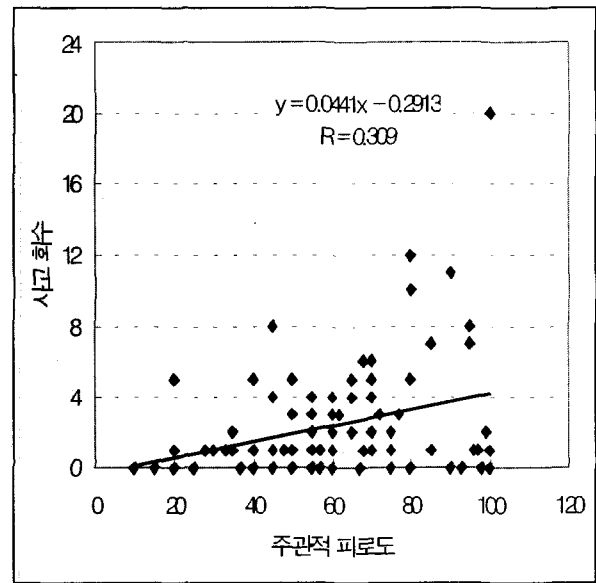
두번째 행에 나타나 있다. 운전시기 ($r=0.505$), 부가작업 실수회수 ($r=0.558$), 사고회수 ($r=0.309$), 바퀴당 주행시간 ($r=0.288$) 등 수행도 변수 모두가 통계적으로 유의한 상관관계를 보였다. 그림 7은 네 가지 수행도 변수와 주관적 피로도와의 상관성을 나타낸다.

여섯 가지 뇌전위 지표들 중, $(\alpha+\theta)/\beta$ 만이 주관적 피로도와 유의한 상관관계를 보였다 ($r=0.289$). 그림 8에 $(\alpha+\theta)/\beta$ 와 주관적 피로도 간의 상관성이 나타나 있다.

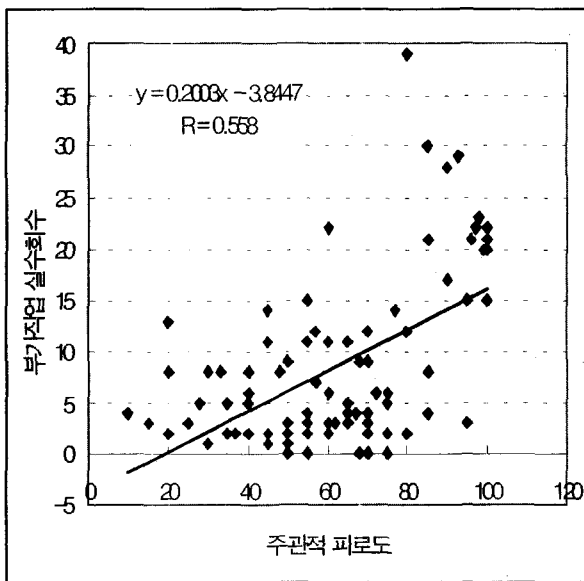
$(\alpha+\theta)/\beta$ 는 부가작업 실수회수 와도 유의한 상관관계를 나타내었다($r=0.228$).



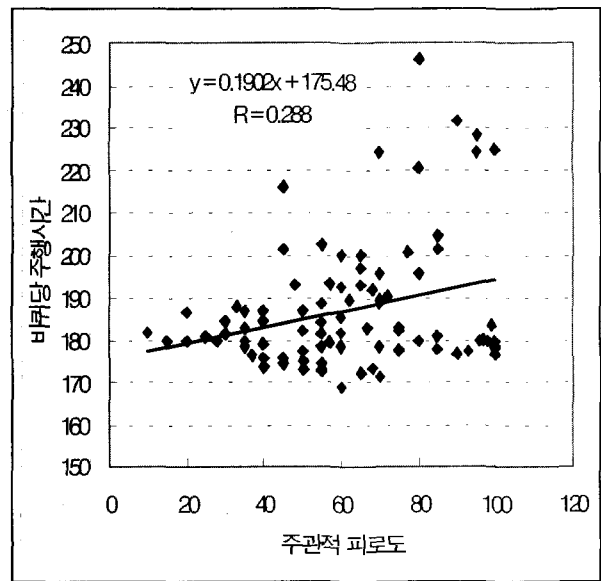
(a) 운전시기



(b) 사고회수



(c) 부가작업 실수 회수



(d) 바퀴당 주행시간

그림 7 주관적 피로도 vs. 수행도 변수

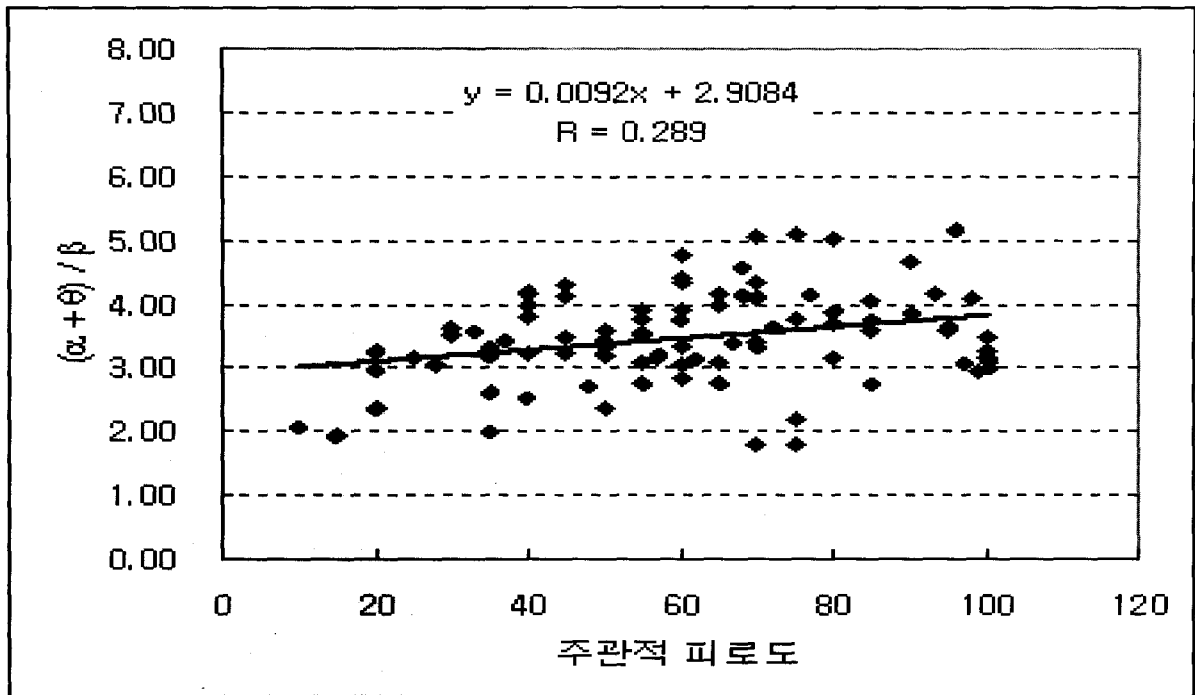


그림 8 주관적피로도 vs. $(\alpha+\theta)/\beta$

4. 운전자 행동모형 및 응용방안

본 연구에서는 피실험자들에게 주행 속도를 100~120km 사이로 일정하게 유지하도록 하였다. 이론적으로는 시기에 따라서 주행시간의 차이가 없어야 하지만, 실제로는 후반부로 갈수록 바퀴당 주행시간이 증가하였다. 사고회수 또한 후반부로 갈수록 증가하였으며, 이는 시기가 지날수록 피로도가 증가하면서 운전자의 집중도가 떨어졌기 때문인 것으로 생각된다. 바퀴당 주행시간과 사고회수 사이의 높은 상관관계($r=0.84$)로부터 주행시간에 미친 사고회수의 영향을 알 수 있다 (표 1 참조).

운전시기와 유의한 상관관계를 나타낸 수행도 변수는 사고회수 뿐이었으며, 뇌전위 변수는 모두 유의하지 않았다. 뇌전위 지표에 의한 유의한 변화가 나타나지 않은 이유로 두 가지 요인을 고려해 볼 수 있다. 첫번째 요인은 본 연구의 운전시간이 운전자의 실제 피로를 유발하기에 충분하지 못할 수도 있다는 점이다. 35바퀴 동안의 주행에 약 두시간이 소요되었으며, 실제 운전에서의 두시간 연속 주행은 심한 피로를 유발하지는 않는다. 하지만, 본 연구의 운전조건이 단조로운 주행로를 단독차량으로 연속해서 도는 것이므로, 실제운전에 비해서 피로도를 가중시킬 수 있었으며, 이는 운전시기에 따라 유의한 증가를 보인 주관적 피로도로부터 입증 가능하다.

두번째 요인은 부가작업의 부적절한 사용이다. 적절한 부가작업은 주작업의 수행에 미치는 영향을 최소화할

수 있어야 하며, 본 연구에 사용된 숫자회상작업의 실제 차량 운전실험에 대한 적절성은 Zeitlin(1995)(5)의 연구에 의하여 입증되었다. 실제 도로에서의 실험에서는 주작업의 실수에 의한 피해가 엄청나기 때문에 운전자의 대부분의 주의가 주작업에 집중되어 있으므로, 부가작업을 이용한 잔여용량의 측정이 가능하다. 모의운전의 경우에는 운전실패에 의한 피해가 거의 없으므로, 피실험자 주의의 상당부분이 부가작업에 집중될 수도 있다. 본 연구에서는 이러한 현상을 막기 위해서 사고가 일어날 경우 전체 운전시간을 증가시킨다는 벌칙을 피실험자에게 주지시켰으나 큰 효과를 얻지는 못하였다.

운전시기와는 달리, 주관적 피로도는 모든 수행도 변수들과 유의한 상관관계를 나타내었다. 이러한 사실로부터 주관적 피로도가 피실험자의 피로를 추정하는 적절한 변수로 고려될 수 있다. 하지만, 주관적 피로도에 미친 영향이 주작업에 의한 부분 ($r=0.31$)보다 부가작업에 의한 영향($r=0.56$)이 더욱 크기 때문에 추정된 피실험자의 피로 또한 운전작업에 의한 영향보다는 부가작업에 의한 영향이 클 것으로 판단된다. 그러므로, 모의운전작업의 피로도 추정에 부가작업을 활용하기 위해서는 세심한 주의가 요구된다.

여섯 가지 뇌전위 변수들 중 유의한 차이를 보인 것은 $(\alpha+\theta)/\beta$ 하나였다. 통계적으로 유의한 차이를 나타내기에는 작았던 각 기초 지표의 변화가 비율 지표에서 증폭

되어 나타난 것으로 생각된다. $(\alpha+\theta)/\beta$ 는 주관적 피로도가 증가할수록 그 값이 커졌으며, 부가작업의 실수 회수가 커질수록 그 값이 커졌다. 주작업의 수행도 변수와는 유의한 상관관계가 없었으므로 $(\alpha+\theta)/\beta$ 또한 부가작업에 의한 피로에 영향을 받은 것으로 보인다.

상기의 결과를 바탕으로 하고, 이후 수면박탈 운전자의 뇌파를 비교 분석한 실험 [24]을 통하여 운전피로의 진단모형을 제시하면 다음 그림 9와 같다.

그림 9에 나타난 바와 같이 운전자의 졸음은 단계적으로 진행되며, 일부파나 일부분의 파형으로 진단하기는 어려울 것으로 판단된다. 졸음 단계로 진행하기 전의 단계에서는 알파파와 세타파의 연관관계를 밝히는 것이 중요하며, 졸음단계의 판정을 위해서는 세타파와 베타파의 상대적인 크기가 중요한 역할을 한다고 할 수 있다. 예를 들어, 운전 중 초기졸음은 알파파의 증가로 관측되나

알파파의 파형만으로 졸음운전을 진단하기는 어렵다. 운전로 이탈과 뇌파를 동시에 고려하면 비교적 정확하게 운전피로의 초기단계를 진단할 수 있을 것으로 보인다. 즉 운전로 이탈과 알파파 증가가 동시에 일어날 경우 졸음운전의 가능성이 매우 높은 것으로 생각할 수 있다. 따라서 운전형태, 뇌파 (α, β, θ) 형태, 운전주행 도로 여건을 동시에 감안한 판정모형이 필요하며, 이는 본 연구와 별도의 검증 실험을 통하여 일부 타당성이 증명되고 있다. 본 연구의 결과를 이용하여, 단계적으로 운전피로의 진행상황을 모니터링 하면서 표면뇌파를 추출하면, 이를 근거로 운전피로의 진행단계를 파악하는 시스템의 구현이 가능할 것으로 판단된다. 그림 10은 수면 박탈 실험자에게서 추출된 졸음 및 피로감의 형태를 예로서 나타낸 것이다. 초기의 시계열 신호에서 분리된 파형은 비교적 졸음의 단계를 정확하게 보여주고 있다.

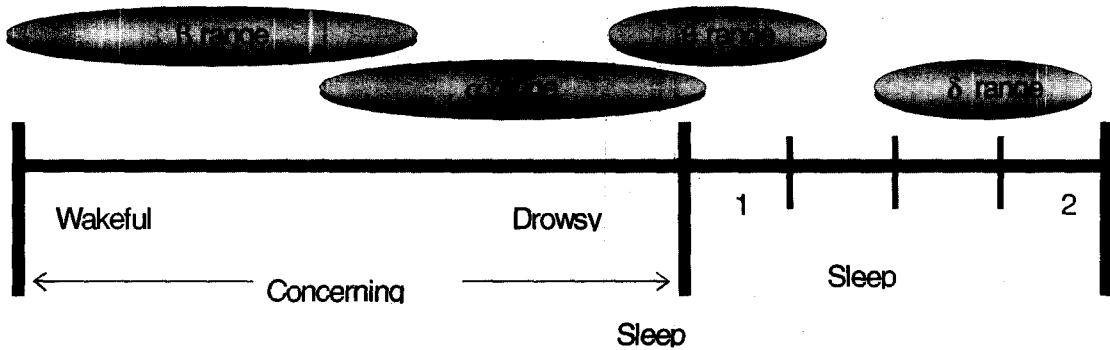


그림 9 본 연구에서 제안된 운전피로의 진행모형

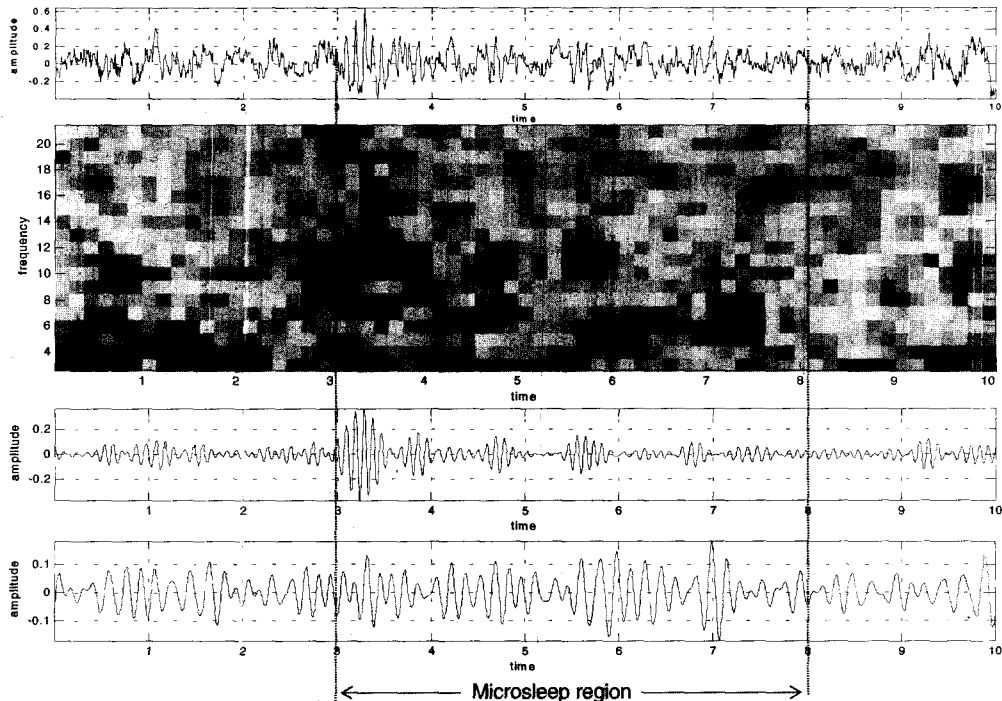


그림 10 수면박탈 운전자의 졸음 운전 진행단계(피실험자 1인의 사례)

5. 결론

본 연구에서는 연속된 모의운전 실험을 통하여 운전 시간에 따른 작업 수행도, 주관적 피로도 및 뇌전위 지표를 관측하였으며, 서로 간의 상관관계를 분석하였다. 운전시기의 변화에 따른 뇌전위 지표의 유의한 차이를 관측할 수는 없었으나, 주관적 피로도의 증가에 따른 작업 수행도와 뇌전위 지표의 유의한 차이를 관측할 수 있었다. 이로부터 피실험자가 느끼는 피로도 측정에 주관적 피로도와 뇌전위 ($\alpha+\theta$)/ β 가 유효하게 사용될 수 있음을 알 수 있다. 본 연구의 결과를 이용하여 운전자의 뇌파를 지속적으로 관찰하면서 졸음 운전을 진단하는 절차를 제시하였으며, 이 절차는 일부 타당성이 입증되고 있다 [24].

참고문헌

- [1] Wylie, C.D., Shultz, T., Miller J.C., Mitler, M.M., Mackie, R.R., 1996. Commercial Motor Vehicle Driver Fatigue and Alertness Study, Technical Summary(FHWA-MC-97-001), Federal Highway Administration.
- [2] Ryan, G.A., 1995. Road traffic crashes by region in Western Australia. In L. Hartley (eds.) Fatigue & Driving. 51-57. Taylor & Francis, London.
- [3] Shuman, M., 1992. Asleep at the wheel, Traffic Safety, Jan/Feb.
- [4] 정민근, 박성하, 이인석, 임성현, 정재원, 김상훈, 나석희, 류형곤, 1999. 운전자세 동작분석을 통한 피로감 평가기법 개발. 연구과제보고서. 포항공과대학교, 포항.
- [5] Zeitlin, L.R., 1995. Estimates of Driver Mental Workload: A Long-Term Field Trial of Two Subsidiary Tasks. Human Factors 37(3), 611-621.
- [6] Kashiwagi, S., 1971. Psychological Rating of Human Fatigue. Ergonomics. 14(1), 17-21.
- [7] Hoddes, E., Zarcone, V., Smythe, H., Phillips, R., and Dement, W.C., 1973. Quantification of sleepiness: a new approach. Psychophysiology. 10, 431-436.
- [8] Hart, S.G. and Staveland, L.E., 1988. Development of NASA-TLX(Task Load Index): Results of empirical and theoretical research. In P.A. Hancock and N. Meshkati (eds.) Human Mental Workload. 139-183. North-Holland, Amsterdam.
- [9] Matthews, G., Jones, L.A., and Chamberlain, A.G., 1990. Refining the measurement of mood: The UWIST Mood Adjective Checklist. British Journal of Psychology. 81, 17-42.
- [10] Sarason, I.G., Sarason, B.R., Keefe, D.E., Hayes, B.E., and Sherarin, E.N., 1986. Cognitive interference: Situational determinants and traitlike characteristics. Journal of Personality and Social Psychology. 51, 215-225.
- [11] Reid, G.B. and Nygren, T.E., 1988. The subjective workload assessment technique: A scaling procedure for measuring mental workload. In P.A. Hancock and N. Meshkati (eds.) Human Mental Workload. 185-213. North-Holland, Amsterdam.
- [12] Klimesch, W., 1999. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. Brain Research Reviews. 29, 169-195.
- [13] Scerbo, M., Freeman, F.G., and Mikulka, P.J., 2000. A Biocybernetic System for Adaptive Automation. In Backs, R.W., Boucsein, W., (eds.) Engineering Psychophysiology: Issues and Applications. 241-253. Lawrence Erlbaum Associates, New Jersey
- [14] Åkerstedt, T., and Thorsvall, L., 1984. Continuous electrophysiological recordings, in Cullen, J.J. and Siegriest, J., (Eds), Breakdown in Human Adaptation to Stress. Towards a multidisciplinary approach, Vol. I, The Hague: Martinus Nijhoff, 567-584.
- [15] Åkerstedt, T., Kecklund, G., Knutsson, A., 1991. Manifest sleepiness and the EEG spectral content during night work, Sleep 14, 221-225.
- [16] Petit, C., Chaput, D., Tarriere, C, LeCoz, J.Y., Planque, S., 1990. Research to prevent the driver from falling asleep behind the wheel, in Proceedings of the 34th

AAAM conference, American Association of Automotive Medicine, 505-523.

- [17] Brookhuis, K.A. and Waard, D., 1993. The use of psychophysiology to assess driver status. *Ergonomics*, 39(9), 1099-1110.
- [18] Brown, I.D., 1995. Methodological issues in driver fatigue research. In L. Hartley (eds.) *Fatigue & Driving*. 155-166. Taylor & Francis, London.
- [19] Jung, T., Makeig, S., Stensmo, M., and Sejnowski, T.J., 1997. Estimating Alertness from the EEG Power Spectrum. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(1), 60-69.
- [20] Wilson, G.F., Swain, C.R., and Ullsperger, P., 1999. EEG power changes during a multiple level memory retention task. *International Journal of Psychophysiology*, 32, 107-118.
- [21] 이운철, 임원석, 김승환, 어홍준, 윤명환, 2002. The phase relationship between eye blink and alpha activity generation during drive simulation, 한국물리학회 추계학술대회 포스터 세션.
- [22] 류창수, 김승환, 박선희, 이임갑, 김지은, 손진훈, 1997. 시각자극에 의한 긍/부정 감성상태에서 측정된 뇌파에 대한 시간-주파수 분석. 97한국감성과학회 연차학술대회 논문집. 98-101. 한국감성과학회, 대전.
- [23] 편홍국, 김정룡, 2000. 뇌파 분석을 이용한 감성 자극형 광고 효과 연구. 대한산업공학회/한국경영

과학회 2000 추계공동학술대회 논문집. 413-416. 대한산업공학회/한국경영과학회, 서울.

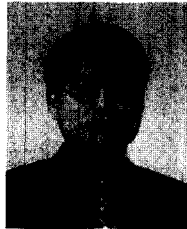
- [24] 어홍준, 2003. 수면박탈 운전자의 모의운전 중 표면 뇌전위 변화의 분석, 포항공과 대학교 산업공학과 박사학위 논문.

어 홍 준



한국과학기술원 산업공학과 학사
포항공과대학교 산업공학과 석사
포항공과대학교 산업공학과 박사
현재 포항공과대학교 박사후연구원
관심분야 : 심리생리학, 인체역학, 제품디자인
E-mail : mulgogi@postech.edu

윤 명 환



서울대학교 산업공학과 학사
서울대학교 산업공학과 석사
Penn State University 산업공학과 박사
현재 서울대학교 산업공학과 부교수
관심분야 : 인체역학, 제품디자인, 인간공학
E-mail : mhy@snu.ac.kr

정 민 근



서울대학교 산업공학과 학사
Univ.ofMichigan 산업공학과 석사
Univ.ofMichigan 산업공학과 박사
현재 포항공과대학교 산업공학과 교수
관심분야 : 산업안전, 인체역학
E-mail : mkc@postech.edu
