

HRV 분석을 이용한 운전피로도에 관한 연구

성홍모 · 차동익 · 김선웅* · 박세진* · 김철중* · 윤영로

연세대학교 보건과학대학 의공학부, 한국표준과학연구원 인간·정보그룹*

(2002년 5월 24일 접수, 2003년 2월 28일 채택)

The Study of Driving Fatigue using HRV Analysis

H.M. Seong, C.D. Ik, S.W. Kim*, S.J. Park*, C.J. Kim*, Y.R. Yoon

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Ergonomics and Information Research Group, KRISS*

(Received May 24, 2002. Accepted February 28, 2003)

요약: 장시간 운전을 하는 동안 운전자는 외부상황을 계속해서 주시하고 경계하게 하므로 운전자에게는 정신적 부하로 작용하게 되며 이로 인해 발생하는 운전피로는 자동차 사고의 원인이 될 수 있다. 본 연구에서는 심박변동신호를 분석하여 운전시간의 증가에 따른 발생하는 운전피로도를 알아보았다. 심박변동신호의 분석방법에는 이전 연구들에서 널리 사용되어져 왔던 선형분석방법들과 함께 ApEn, Poincare Plot등을 이용한 비선형 분석방법들을 이용하였다.

3년 이상의 운전경력을 가진 5명의 실험자가 참가하였으며 모든 실험자는 4대의 승용차를 2번씩 운전하여 총 40회의 실험을 실시하였다. 운전구간은 고속도로 300km구간을 왕복해서 주행하도록 하였으며 약 3시간 정도가 소요되었다. 운전하는 동안 30분 간격으로 심전도 데이터를 측정하였다. 측정된 심전도 신호로부터 유도된 심박변동신호(HRV : heart rate variability)로부터 시간영역 변수, 주파수 영역변수, 비선형 특성 등을 구한 다음, 안정 상태의 데이터와 비교하여 통계적 유의성을 살펴보았다. 분석결과 시간영역의 변수인 평균심박동수는 운전시간의 증가에 따라 계속적으로 감소하였으며 심박동율의 표준편차와 연속적인 RR간격의 차이는 90분 이후로는 일정 수준을 유지하였다 주파수 영역에서 구한 LF_{norm} , LF/HF 는 운전시간에 따라 증가함을 보였다. 비선형 특성을 알아보기 위해서 ApEn, Poincare plot 을 이용하였는데 모두 시간에 따라 감소함을 나타내었다. 대부분의 변수에서 통계적 유의성은 1시간 이후부터 나타남을 볼 수 있었다.

Abstract: The job of long distance driving is likely to be fatiguing and requires long period alertness and attention, which make considerable demands of the driver. Driving fatigue contributes to driver related with accidents and fatalities.

In this study, we investigated the relationship between the number of hours of driving and driving fatigue using heart rate variability(HRV) signal. With a more traditional measure of overall variability (standard deviation, mean, spectral values of heart rate), Nonlinear characteristics of HRV signal were analyzed using Approximate Entropy (ApEn) and Poincare plot. Five subjects drive the four passenger vehicle twice. All experiment number was 40. The test route was about 300Km continuous long highway circuit and driving time was about 3 hours. During the driving, measures of electrocardiogram(ECG) were performed at intervals of 30min. HRV signal, derived from the ECG, was analyzed using time, frequency domain parameters and nonlinear characteristic. The significance of differences on the response to driving fatigue was determined by Student's t-test. Differences were considered significant when a p value < 0.05 was observed. In the results, mean heart rate(HRmean) decreased consistently with driving time. standard deviation of RR intervals(SDRR), standard deviation of the successive difference of the RR intervals(SDSD) increased until 90min. Hereafter, they were almost unchanging until the end of the test. Normalized low frequency component (LF_{norm}), ratio of low to high frequency component(LF/HF) increased. We used the Approximate Entropy(ApEn), Poincare plot method to describe the nonlinear characteristics of HRV signal. Nonlinear characteristics of HRV signals decreased with driving time. Statistical significant is appeared after 60 min in all parameters.

Key words: Driving fatigue, Hrv, Nonlinear analysis

서론

본 연구는 과학기술부 G7 감성공학기반기술개발사업(과제번호: KRISS/IR-2002-088)의 지원에 의한 것임.

통신저자: 윤영로, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리
연세대학교 보건과학대학 의공학부

Tel. (033) 760-2440, Fax. (033) 763-4030

E-mail. yoon@dragon.yonsei.ac.kr

장시간의 운전으로 인해 발생하는 운전피로는 운전자의 집중력을 떨어뜨리고 주의를 분산시켜 안전운행을 저해하는 요소가 되므로 운전피로를 연속적이고 정량적으로 분석할 수 있는

방법에 대한 연구가 이뤄져 왔다[1-4]. 운전피로는 운전시간에 따라 증가하며 차량사고의 주요 원인이 될 수 있다. U.S Department of Transportation Federal Highway Administration (FHWA)의 보고서에 의하면 고속도로에서 발생하는 사고 중 약 절반 이상이 운전자의 피로도 누적에 의한 동작요류나 부주의로 인한 것이라고 보고하고 있다[5].

운전피로도를 측정하는 방법에는 작성된 설문지의 응답을 통해 알아보는 주관적 방법과 생체신호를 측정하여 분석하는 객관적인 방법이 있다. 주관적 평가방법은 운전피로를 연속적으로 모니터링 할 수 없으므로 실제 상황에서는 적용이 불가능하므로 생체신호를 측정하고 분석하여 운전자의 상태를 객관적이고 연속적으로 관찰할 수 있는 방법들이 연구되어져 왔다[2-5].

생체신호의 변화를 통해 운전자의 피로도를 분석하기 위해서 호르몬, 체온, 피부전기전도도(EDR), 뇌전도(EEG), 심전도(ECG) 등 여러 종류의 신호를 측정하지만 EDR, EEG 등의 신호는 피험자의 움직임으로 인한 동잡음에 민감하고 운전자의 행동에 많은 제약을 주기 때문에 모의실험 환경에서의 사용은 가능하지만 실제 도로를 주행하는 상황에서 사용하기에는 적합하지 못하다. 반면 심전도에서 계산되는 심박변동신호(heart rate variability : HRV)는 비교적 동잡음에 민감하지 않고 소형의 장비로 장시간 관측이 가능하며 정신·생리학적 반응을 잘 나타낸다는 점에서 운전피로도 연구에 적합한 생체신호라고 할 수 있다. Niels의 연구에서는 심박변동신호의 주파수 성분 중 0.05~0.15Hz인 저주파 대역의 값이 운전거리와 가장 유사함이 있음을 보였다[4]. Ross는 대형트레일러 운전자들을 대상으로 한 실험에서 심박변동 신호의 평균심박동율과 주파수 성분에서 0.12~0.4Hz 성분(respiratory sinus arrhythmia : RSA), 0.06~0.1Hz 성분(Traube-Hering-Mayer wave : THM) 등 세 가지 변수 중에서 평균심박동율이 가장 운전자의 상태를 잘 나타낸다고 하였다[5].

기존의 운전피로도 연구들에서 심박변동 신호분석에는 평균심박동율이나 주파수 성분의 변화 같은 선형분석방법들이 주로 사용되었다. 그러나 심혈관계의 상태는 비선형 특성을 지니고 있다는 연구결과들이 나오고 있으며 최근의 심박변동신호 분석에 대한 연구들은 기존의 선형분석 방법과 비선형 분석 방법을 함께 사용하고 있다. 심박변동 신호에 적용되는 여러 가지 비선형 분석방법 중에서 본 연구에서 이용한 ApEn은 신호의 복잡성(complexity)을 비교적 간단한 식을 통해 정량적으로 계산할 수 있는 장점이 있으며 Poincare Plot은 신호의 장·단기

간의 변이성(variability)을 직관적으로 이해할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 이에 본 연구에서는 ApEn, Poincare Plot을 기존의 선형분석 방법들과 함께 이용하여 운전피로도를 분석하였다.

실험방법

1. 피실험자 및 실험차량

피실험자는 3년 이상의 운전 경력을 가진 20~30대(평균29세)의 남성 5명을 선정하였다. 수면시간 부족으로 인한 피로도 증가를 막기 위해 전날 수면시간은 7시간 이상 취하도록 하였으며 실험 3시간 전에는 흡연, 카페인 음료와 같은 각성을 유발하는 음식의 섭취를 금하도록 하였다. 피실험자들이 운전할 차종은 각 배기량 별로 네 차종(경차, 소형, 중형, 대형)을 선정하였고 피험자들은 각 차량에 대해서 두 번씩 모두 8회 운전을 하도록 하여 모두 40회의 실험을 실시하였다.

2. 실험과정

본 연구에서는 운전자세가 신체에 미치는 영향을 알아보기 위해서 운전자세를 두 가지로 정의하여 동일한 차량에 대하여 두 번씩 운전을 하도록 하였다. 운전자세 중 하나는 운전자가 취할 수 있는 가장 편안한 자세로 시트를 조작하였고(개방형 운전자세) 다른 하나는 등받이 각도를 일정 각도(100~110°)로 고정함으로써 인위적인 불편함을 느끼도록 하였다(폐쇄형 운전자세).

실험순서는 그림1과 같다. 출발 전 기준신호(baseline data)를 측정하였고 매 30분 간격으로 주행하면서 5분씩 생체신호를 측정하였다. 실험은 호남고속도로 왕복 270km구간을 시속 90~100km/h를 유지하면서 주행하였고 약 3시간 정도가 소요되었다. 실험하는 동안 실험 구간에 특별한 상황은 없었으며, 차량통행량이 적어서 정속 주행에 별다른 영향을 미치지 않았다. 실험 도중에 별도의 휴식시간을 가지지 않았고 이야기를 한다거나 음악을 듣는다거나 하는 행위들을 금지하여 인위적으로 피로도가 가중되도록 하였다.

측정 장비는 Biopac社의 MP100을 이용하였고 장비 및 측정자는 차량의 뒤 좌석에 배치하였으며 샘플링 율은 1kHz로 하였다. 주관적 평가는 Stanford Sleepiness Scale(SSS)을 이용하여 실험자가 직접 1~7까지의 값을 기입하게 하였으며 출발, 중간 회차 지점, 도착 직후 모두 3회에 걸쳐 시행하였다. 데이터는 모두 36회분을 분석하였으며 시간대별로는 오전실험이 14회, 오후에 실시한 것이 22회였다. 오전 실험은 9시 30분, 오

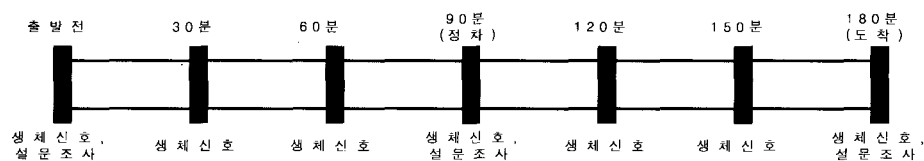


그림 1. 실험 순서

Fig. 1. Experiment Protocol

후 실험은 2시에 시작하였다.

데이터 분석은 MatLab을 이용하였으며 통계 분석은 SPSS 10.0을 이용하였다. 통계적 유의성은 SPSS의 쌍체표본 t-검정을 이용하였고 유의 수준은 0.01, 0.05로 구분하여 나타내었다. 출발 전의 데이터를 기준으로 각 시간대별 데이터와 비교하여 운전시간에 따른 운전자의 상태변화에 대한 통계적 유의성을 구하였다.

3. 심박변동신호 분석

측정된 심전도 신호는 그림2의 과정을 통해 HRV 신호로 재구성 하였다. Pan, Tomkins가 제안한 방법을 이용해서 RR 간격으로 신호를 재구성한 후에 cubic interpolation을 적용하여 5Hz down sampling을 하였다[6].

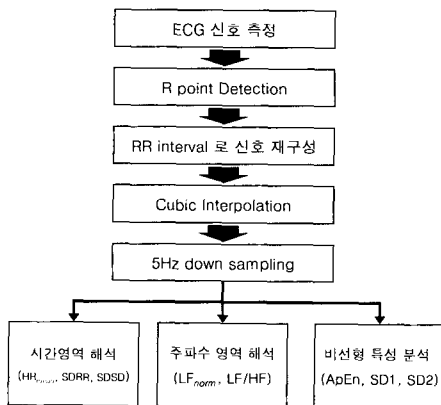


그림 2. 심박변동신호 처리 과정
Fig. 2. Procedure of HRV signal processing

북미·유럽 전기생리학회는 HRV 분석에 대한 방법 및 변수들에 대해 정의하였다[7]. 본 연구에서는 그 중에서 HR_{mean} (mean heart rate), SDRR(standard deviation of RR intervals), SSSD(standard deviation of the successive difference of the RR intervals), LF/HF, LF_{norm}을 사용하였고 비선형 분석 방법 중에서는 ApEn과 Poincare Plot을 이용해 비선형적 특징에 대한 분석을 하였다.

3.1. 시간영역 해석

RR 간격 데이터(RR_n)에서 SDRR, SSSD, 평균심박동율(HR_{mean})을 구하였다. HR_{mean}은 평균 분당 심박동수를 나타내며 SDRR은 RR 간격의 표준편차로 식(1)과 같이 구한다. SSSD는 인접한 RR 간격의 차이의 표준편차를 구하는 것으로 식(2)와 같이 정의된다.

$$SDRR(ms) = \sqrt{E[RR_n^2] - RR^2} \tag{1}$$

$$SSSD(ms) = \sqrt{E[(RR_n - RR_{n+1})^2]} \tag{2}$$

3.2. 주파수 영역 해석

주파수 영역에서 파워스펙트럼은 차수 20인 AR-model의 Burg 알고리즘을 이용하여 구하였다. HRV에서 LF는 0.04~0.15Hz영역의 값으로 교감신경과 부교감 신경의 활동을 나타내고 HF는 0.15~0.4Hz 영역의 값으로 부교감 신경의 활동을 나타낸다. 전체 주파수 성분 중에서 LF의 비율 구하기 위해서 식(3)을 이용하여 LF_{norm}을 구하였다. 식(3)에서 Total Power는 0.4Hz미만의 값을 나타내며 VLF는 0.003~0.04Hz로 정의된다. LF/HF는 LF를 HF로 나눈 값으로 자율신경계의 활동을 연구하는 데에 사용된다. 그림 3은 시간대별로 구한 운전자 HRV 신호의 주파수 성분 변화의 예이다.

$$LF_{norm} = \frac{LF}{TotalPower - VLF} \tag{3}$$

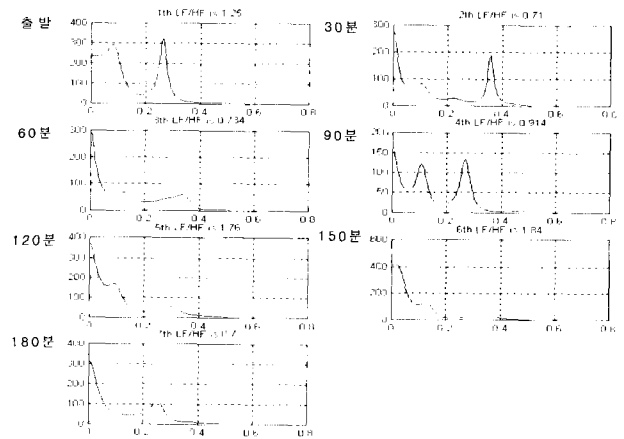


그림 3. AR방법을 이용한 HRV 스펙트럼
Fig. 3. Example of HRV spectrum analysis using AR method

3.3. 비선형 특성 해석

심박변동신호의 비선형 특성을 알아보기 위해 본 연구에서는 ApEn과 Poincare plot에서 SD1, SD2를 구하여 심박변동신호를 분석하였다.

3.3.1 ApEn

생체신호의 대부분이 비선형 특징을 가지고 있으므로 비선형 분석방법은 생체신호를 이해하는 데에 매우 유용한 방법으로 제시되고 있다. 이중 신호의 Entropy는 데이터의 복잡성을 나타내는 지수로 사용되는데 기존의 Kolmogorov Entropy 방법은 데이터의 양이 많아야 하고 잡음에 민감하다는 단점이 있어서 생체신호에 적용하는 데에 어려움이 있었다. Pincus는 Kolmogorov-Entropy를 기초로 신호의 복잡성을 정량화하는 ApEn방법을 제시했다[8]. 이 방법은 임상데이터와 같이 측정

시간이 짧고 노이즈가 많은 데이터에 적용하기 용이하다는 장점을 지니고 있어서 심혈관계 분석 중 특히 HRV 분석에 널리 이용되고 있다.

ApEn은 전체데이터를 m -차원 공간(m -dimensional space)으로 재구성한 다음 데이터들의 반복성을 수치로 나타낸다. 값이 작으면 동일한 패턴이 빈번하게 발생함으로 신호의 복잡성이 적음을 의미하고 값이 크면 그 반대의 경우에 해당된다. ApEn은 식(4)와 같이 정의되며 여기서 $\Phi^m(r)$ 는 상관적분(correlation integral)인 $C_i^m(r)$ 에 로그를 취한 평균값으로 식(5)와 같이 정의된다. 식 (5)에서 N 은 전체 데이터 개수, m 은 벡터의 데이터 객수, r 은 허용오차범위 이다. 상관적분값은 신호를 m -차원 공간으로 재구성한 다음 각각에서 r 범위 안에 있는 데이터의 개수를 의미한다. 기존의 HRV 연구에서 $m=2$, $r=0.2 \times SD$ (신호의 표준편차)를 가장 많이 사용하고 있으며 본 연구에서도 이 값을 사용하였다[8-10].

$$ApEn(m, r) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r) \quad (4)$$

$$\Phi^m(r) = \frac{\sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r)}{N-m+1} \quad (5)$$

3.3.2 Poincare Plot

Poincare plot은 비선형 분석방법 중의 하나로 신호의 변이성을 나타낸다. 본 연구에서는 Brennan이 제시한 방법을 이용하여 HRV 신호를 분석하였다[11]. 그림4는 HRV 신호를 이용하여 구성한 Poincare plot으로 RR_n 은 x축의 값으로, RR_{n+1} 은 y축 값으로 나타내게 된다. 여기서 SD_1 은 X_1 축의 길이로 짧은 시간의 변이성을 나타내며 식 (7)과 같이 $SDSD$ 값을 이용해서 계산하게 된다. SD_2 는 연속적이고 긴 시간동안의 변이성을 나타내며 식(8)에 나타낸 것처럼 $SDRR$, $SDSD$ 값을 가지고 계산되어 진다.

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} RR_n \\ RR_{n+1} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} SD_1^2 &= Var(x_1) = Var\left(\frac{1}{\sqrt{2}} RR_n - \frac{1}{\sqrt{2}} RR_{n+1}\right) \\ &= \frac{1}{2} Var(RR_n - RR_{n+1}) = \frac{1}{2} SDSD^2 \end{aligned} \quad (7)$$

$$SD_2^2 = 2SDRR^2 - \frac{1}{2} SDSD^2 \quad (8)$$

실험 결과

그림5~8에서는 심박변동신호와 주관적 평가를 통해 구한

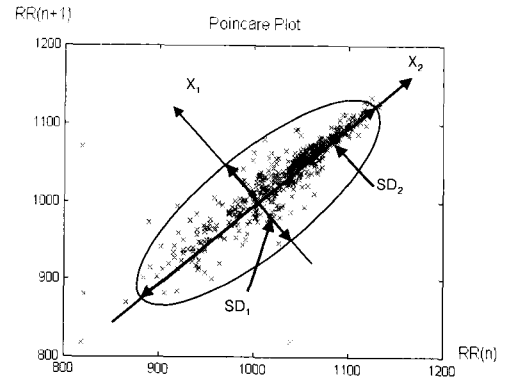


그림 4. HRV 신호로 구성된 Poincare plot의 예
Fig. 4. Example of Poincare Plot

각 매개변수들의 운전시간증가에 따른 변화추세를 나타내었으며 표1에서는 출발 전의 값과 비교한 통계적 유의성을 나타내었다.

그림5는 시간영역에서 구한 파라미터인 HR_{mean} , $SDRR$, $SDSD$ 의 운전시간 증가에 따른 변화를 나타내었는데 (a), (c), (e)는 운전자세별 변화이고 (b), (d), (f)는 운전시간대별 변화이다. HR_{mean} 의 변화는 운전시간에 따라 계속해서 감소하는 경향을 보였으며 $SDRR$, $SDSD$ 는 90분까지는 증가하다가 그 이후로는 일정한 수준을 유지하는 경향을 보였다. 운전자세에 의한 변화는 없었으며 운전시간에 따른 차이를 살펴보면 오전보다는 오후 시간대에 실시한 실험한 값이 더 작았다. 인체의 활동성이 오전보다는 오후에 떨어지게 되므로 이러한 차이가 생겼다고 할 수 있다.

표 1에 나타나는 시간영역 변수의 변화에서 운전시간에 따른 유의성을 살펴보면 주행 후 약 1시간이후부터 유의한 수준으로 변화함을 보였다. 운전자세를 다르게 했을 때 보다는 실험시간대에 의한 차이가 약간 더 많았으나 유의성이 나타나지는 않았다.

그림 6에는 HRV의 주파수 영역에서 구한 값들의 변화를 나타내었다. Niels와 Ross등의 기존 연구들에서 주행시간의 증가는 LF대역의 증가로 나타났다. 본 연구에서도 이와 유사하게 운전시간의 증가함에 따라 LF대역이 증가하는 결과를 볼 수 있었다. 그림6의 (a),(c)는 자세별 변화이고 (b),(d)는 시간대별 변화이다. 시간영역에서의 결과와 마찬가지로 자세에 따른 변화는 크게 나타나지 않았으나 운전시간대에 의한 변화는 있었다. 오후에 실시한 실험의 결과가 오전시간대에 비해 비교적 높은 값을 유지했음을 보이고 있다. LF성분의 높을수록 피로도가 높음을 나타내므로 오전보다는 오후 시간대의 운전에서 더 많은 운전피로도가 발생한 것으로 보여 진다.

시간영역의 변수와는 달리 주파수 성분의 변화는 중간지점을 기준으로 대칭적인 모습을 보인다. 90분경에서 약간 감소하는 경향을 보이고 다시 증가하는 추세를 보이는데 이는 중간 회차 지점에서 설문평가를 위해 잠시 정차하는 기간이 있었기 때문에 취했던 짧은 시간의 휴식에 의한 결과가 나타났다고

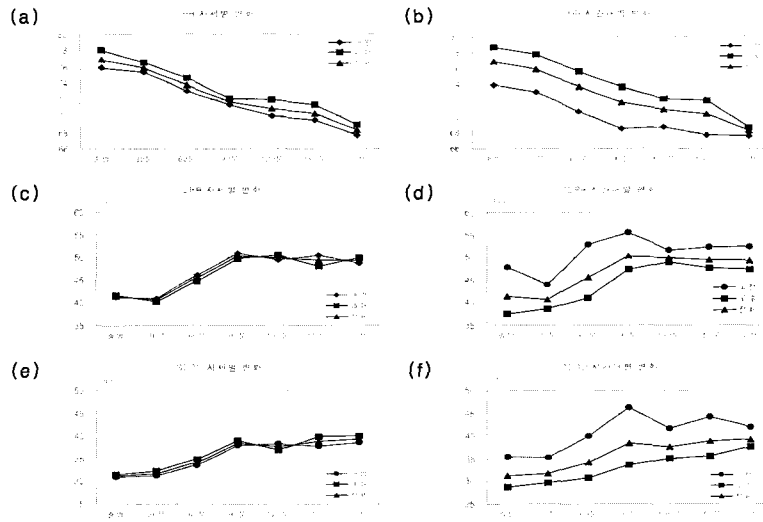


그림 5. 시간영역 변수들의 변화

- (a) HRmean의 자세별 변화
- (b) HRmean의 운전시간대별 변화
- (c) SDRR의 자세별 변화
- (d) SDRR의 운전시간대별 변화
- (e) SDSD의 자세별 변화
- (f) SDSD의 운전시간대별 변화

Fig. 5. Data trend from time domain parameters.

- (a) HRmean variability with different seat position
- (b) HRmean variability with different driving time
- (c) SDRR variability with different seat position
- (d) SDRR variability with different seat position
- (e) SDSD variability with different seat position
- (f) SDSD variability with different seat position

보아진다. 실험을 모두 마친 도착 지점에서의 값과 출발 전의 값을 비교해 볼 때 거의 동일한 수준으로 회복되었다. 표1에서 주파수 영역변수들의 통계적 유의성은 30분 이후부터 나타나기 시작했는데 LFnorm보다는 LF/HF 값의 변화에서 유의성이 더 빠르게 나타났다.

그림 7에는 HRV의 신호의 비선형 특성을 나타내는 변수들의 시간별 추이를 나타내었다. Pincus를 비롯한 여러 연구자들의 결과들을 보면 ApEn을 이용해서 HRV신호를 분석했을 때에 질병이 없고 나이가 젊을수록 높게 나타난다[8 10]. 따라서 심혈관계의 복잡성을 나타내는 ApEn의 값의 감소는 심혈관계

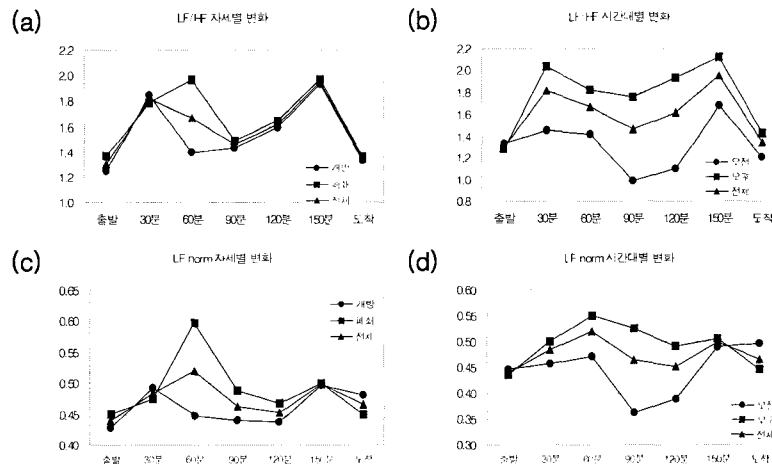


그림 6. 주파수영역 변수들의 변화

- (a) LF/HF의 자세별 변화
- (b) LF/HF의 시간대별 변화
- (c) LFnorm의 자세별 변화
- (d) LFnorm의 운전시간대별 변화

Fig. 6. Data trend from frequency domain parameters.

- (a) LF/HF with different seat position
- (b) LF/HF with different driving time
- (c) LFnorm with different seat position
- (d) LFnorm with different driving time

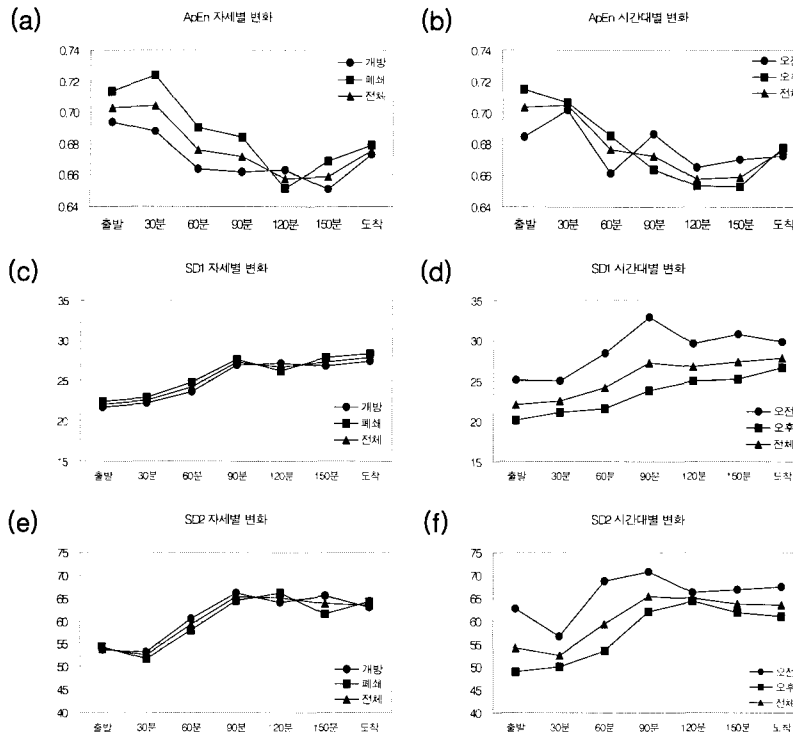


그림 7. 비선형 방법을 이용한 HRV신호 분석 결과

- (a) ApEn의 자세별 변화 (b) ApEn의 운전시간대에 따른 변화
- (c) SD1의 자세별 변화 (d) SD1의 운전시간대에 따른 변화
- (e) SD2의 자세별 변화 (f) SD2의 운전시간대에 따른 변화

Fig. 7. Results of HRV nonlinear characteristics using nonlinear analysis methods

- (a) ApEn with different seat position (b) ApEn with different driving time
- (c) SD1 with different seat position (d) SD1 with different driving time
- (e) SD2 with different seat position (f) SD2 with different driving time

의 기능이 떨어지는 것을 나타낸다고 할 수 있다. 그림 7의 (a), (b)에서는 운전시간의 증가로 인해 ApEn의 값이 감소함을 나타내었는데 이는 운전시간 증가로 인한 운전피로가 심혈관계의 복잡성에 영향을 미친다고 볼 수 있다. 신호의 변이성을 나타내는 SD1, SD2는 90분 정도까지 증가하다가 일정 수준을 유지하였다. 본 연구결과에서 신호의 복잡성 정도를 나타내는 ApEn의 경우 시간이 경과함에 따라 감소하는 경향을 보

였으며 통계적 유의성은 60분 이후부터 나타났으며 SD1, SD2는 90분 이후부터 유의성을 보였다.

HRV의 비선형 특성들 역시 운전자세에 의한 변화보다는 운전시간대에 따른 값의 차이가 더 많음을 알 수 있었으나 통계적 유의성은 나타나지 않았다. 그림 8은 졸림 정도를 표현하는 SSS 값을 나타내었다. SSS는 각성상태에 대한 정도를 1~7까지의 점수로 나타내는 것으로 운전을 마친 후에 나타난 4~5

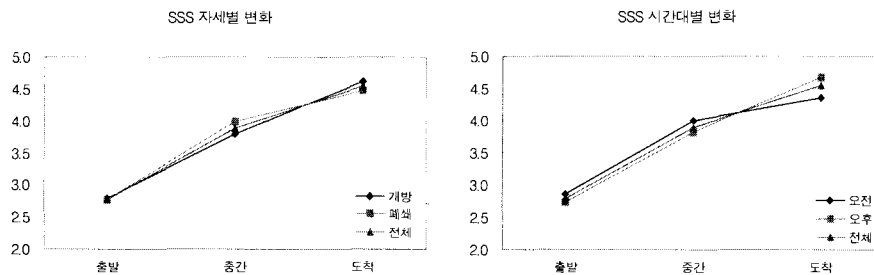


그림 8. SSS를 이용한 졸림도 평가.

Fig. 8. Measurement of Stanford Sleepiness ratings

사이의 값은 줄리기 시작하며 각성 상태를 유지하기 힘든 상태에 해당된다.

결 론

본 연구에서는 HRV 신호분석을 통하여 장시간 운전을 하는 경우에 운전자의 상태를 분석하였다. 운전자의 심전도 신호는 실제 고속도로를 왕복 주행하는 실험을 통해서 획득하였으며 이를 HRV신호로 재구성 다음 시간 영역 변수, 주파수 영역 변수, 비선형 특성 등을 추출하여 안정시의 데이터와 비교하였다.

시간영역에서의 추출한 매개변수 중 HR_{mean}은 운전시간의 증가에 따라 계속해서 감소하였으며 SDRR, SDDSD는 일정시간(90분)까지는 증가하였으나 그 이후로는 일정한 수준을 유지하였다. 운전시간의 증대로 인한 피로도가 심박율의 감소로 이어진다고 해석할 수 있다. SDRR, SDDSD는 심박동수의 변화도와 관련이 있는 변수로 실험결과에서 나타나듯이 90분까지는 증가하였으나 그 이후로는 더 이상 증가하지 않았다. 본 연구에서의 실험시간이 3시간 이상을 실시하지 않았기 때문에 더 이상의 결과를 볼 수는 없었으나 운전피로도가 심박율의 변이도를 증가시키지만 어느 수준에 이르면 변이도의 증가는 더 이상 진행되지 않는다고 할 수 있다.

주파수 영역에서의 LF_{norm}, LF/HF 변화는 시간에 따라 선형적으로 증가하는 경향을 보이고 있다. 그러나 주파수 영역 변수들의 값들은 계속적으로 증가하지는 않았고 설문조사 및 회차를 위해 잠시 정차했던 90분 지점과 실험이 종료된 시점에서 처음 안정시의 값으로 회복됨을 볼 수 있었다. 따라서 심박변동신호의 주파수영역에서의 변화는 외부환경의 변화에 즉각적인 응답을 보임을 알 수 있었다.

HRV신호로부터 얻어진 비선형 파라미터들의 값은 심혈관계의 복잡성을 나타내는 지수로 이용되어 지고 있으며 나이가 젊고 심혈관계에 질병이 없는 경우 그렇지 않은 사람들에 비해서 높은 복잡성 값을 갖는다. 본 연구의 결과에서도 심혈관계의 비선형 특성을 나타내는 변수들이 유의성을 가지고 변화

하였으며 이는 비선형 특성 또한 운전피로도를 나타내는 지수로 사용 될 수 있음을 의미한다.

본 연구의 결과를 종합해 보면 HR_{mean}, ApEn은 운전자의 상태를 장기간 관찰하는 데에 유용한 매개변수로 이용할 수 있으며 LF_{norm}, LF/HF는 외부환경의 즉각적인 반응을 나타내는 값으로 이용할 수 있다. SDDSD, SDRR, SD1, SD2는 어느 수준으로 수렴한 뒤에는 더 이상의 증가를 하지 않으므로 운전피로의 시작을 알리는 변수로 사용 가능할 것이다. 각 매개변수들의 유의성은 대부분 60~90분을 전후로 나타났으므로 운전시간 증가에 의한 변화는 약 1시간 정도로 추정할 수 있었으며 이 시간을 기준으로 운전자에게는 일정한 휴식기간이 필요하리라고 생각한다. 운전자의 신체 변화는 운전자세보다는 오히려 운전시간대에 따라 상대적으로 많은 차이를 나타냈다. 이는 인체의 활동성이 오전보다는 오후에 낮아지기 때문이라고 해석되어지며 오후 운전 시에 운전자에게는 더 많은 주의와 휴식이 필요하다고 할 수 있다. 본 연구결과를 이용하여 운전자에게 적절한 조치를 취하도록 한다면 피로 누적으로 인한 차량사고의 예방에 도움을 줄 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. S. Milosevic, "Driver's fatigue studies", Ergonomics, vol.40, no.3, 381-389, 1997
2. C. Tsopanski, A. Tsopanski, "Stress Hormonal Factors, Fatigue, and Antioxidant responses to Prolonged Speed Driving", Pharmacology Biochemistry and Behavior, vol.60, no.3, pp747-751, 1998
3. Niels Egelund, "Spectral analysis of heart rate variability as an indicator of driver fatigue", Ergonomics, vol. 25. no. 7, pp663-672, 1982
4. Ross J. Apparies, Todd C. Riniolo, Stephen W. Porges "A Psychophysiological investigation of the effects of driving longer-combination vehicles", Ergonomics, vol.41, no.5, pp581-592, 1998

표 1. HRV 매개변수의 시간대별 변화와 통계적 유의성 수준(*P<0.05, **P<0.01)
 Table 1. Average value of HRV parameters and statistical significants(*P<0.05, **P<0.01)

변수		시간	출발	30분	60분	90분	120분	150분	도착
시간 영역 변수	HR _{mean}		76.88	75.95	73.78**	71.74**	70.93**	70.37**	68.27**
	SDRR		41.45	40.58	45.54	50.38**	49.94**	49.39**	49.26**
	SDDSD		31.28	31.76	34.26	38.40**	37.64**	38.82**	39.24**
주파수 영역 변수	LF/HF		1.30	1.82**	1.67*	1.46	1.62*	1.95**	1.35
	LF _{norm}		0.44	0.48*	0.52	0.46	0.45	0.50*	0.47
비선형 특성 변수	ApEn		0.703	0.705	0.676*	0.672*	0.658**	0.659**	0.676*
	SD1		21.98	22.51	24.12	27.22**	26.68**	27.30**	27.82**
	SD2		54.08	52.52	59.36	65.40**	65.05**	63.81**	63.54**
졸림도	SSS		2.8			3.9**			4.6**

5. C.D. Wylie, T.Shultz, J.C. Miller, M.M. Milter, R.R. Mackie, "Commercial Motor Vehicle Driver Fatigue and Alertness Study", Technical Report U.S Department of Transportation, Federal Highway Administration Report No. FHWA-MC-97-001.
6. Jiapu Pan and Willis J. Tomkins, "A Real Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. on Biomed. vol. 32, no. 3, pp230-236, 1985
7. Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart Rate Variability :Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use", European Heart Journal, vol. 17, pp354-381, 1996
8. Pincus S.M., "Approximate entropy as a measure of system complexity", Proc. Natl. Acad. Sci USA, vol. 88, pp 2297-2301, 1991
9. Daniel T. Kaplan, Mark I. Furman, Steven M. Pincus, Sheila M. Ryan, Lewis A. Lipsitz, "Aging and Complexity of Cardiovascular dynamics", Biophysics Journal, vol.59, pp945-949, 1991
10. Josua S. Richman, J. Randall Moorman, "Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy", Am. J. Physiol(Heart, Circ), vol. 278, pp 2039-2049, 2000
11. M. Brennan, M. Palaniswami "Do Existing Measures of Poincare Plot Geometry Reflect Nonlinear Features of Heart Rate Variability", IEEE Trans. On Biomedical Engineering, vol. 48, no. 11, pp1342-1347, 2001
12. Rollin McCraty, Mike Atkinson, William A. Tiller, Glen Rein, Alan D. Watkins, "The Effects of Emotions on Short-Term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability", The American Journal of Cardiology, vol.76, pp1089-1093, 1995