

심박변이율 주파수 분석을 통한 실내온도에 따른 건강한 성인의 자율신경계 활동 평가

Evaluation of the Ambient Temperature Effect for the Autonomic Nervous Activity of the Young Adult through the Frequency Analysis of the Heart Rate Variability

신 항 식*
(Hangsik Shin)

Abstract - The purpose of this paper is to investigate the autonomic nervous system activity in various ambient temperatures. To evaluate autonomic function, we use the frequency domain analysis of heart rate variability such as FFT(fast fourier transformation), AR(Auto-Regressive) model and Lomb-Scargle peridogram. HRV(heart rate variability) is calculated by using ECG recorded from 3 different temperature room which temperature is controlled in 18°C(low), 25°C(mid) and 38°C(high), respectively. Totally 22 subjects were participated in the experiment. In the results, the most significant autonomic changes caused by temperature load were found in the HF(high frequency) component of FFT and AR model. And the HF power is decreased by increasing temperature. Significance level was increased by increasing the difference of temperatures.

Key Words : Ambient temperature, Autonomous nervous system, Heart rate variability, Frequency domain analysis

1. 서 론

인체 항상성(homeostasis)은 매우 복잡한 인체 내 상보적 조절 기전에 의하여 조절된다. 이 중 신경계에 의한 항상성은 자율신경계(ANS, autonomic nervous system)에 의해 조절되는 것으로 알려져 있다. 자율신경계는 교감 신경계(sympathetic nervous system)와 부교감 신경계(para-sympathetic nervous system)로 구성되는 말초신경계의 일부로 길항작용을 통해 인체의 항상성을 조절하는 역할을 한다. 자율신경계는 불수의근과 심장근육, 소화기관, 순환기관, 배설기관, 내분비기관과 같이 무의식적으로 동작하는 인체의 기능을 제어함으로 심장 박동, 땀 분비, 동공 조절, 호흡, 소화, 배설 등의 현상을 촉진 또는 억제한다[1, 2].

심장 박동 간격은 자율신경계의 활동을 나타내는 가장 보편적인 지표로 교감신경과 부교감신경의 활성도를 반영하고 있다. 따라서 심장박동 간격은 자율신경의 활동과 밀접한 관계가 있으므로 이를 분석하여 자율신경계의 활성을 추정할 수 있다. 이러한 심장박동간격의 변화 정도를 심박변이도(HRV, heart rate variability)라고 한다. 심박변이도는 측정된 박동간격의 특성을 분석하여 수치적으로 정량화 하는 기법으로 박동간격의 통계적 특징 및 박동간격 변동률, 주파수 특징 등을 분석하여 자율신경계 활동을 평가할 수 있도록 해준다[3].

심장 박동은 호흡, 혈압 조절 및 혈관운동, 체온 조절, 일주기 리듬 등 각각 다른 주기특성을 가지는 생체 활동들에 의해 영향을 받기 때문에 심장 박동을 분석하는 것은 다양한 생체 활동에 대한 정보를 제공할 수 있다. 일반적으로 심박변이도를 분석할 때 가장 널리 사용되는 방법으로는 시간영역 분석법과 주파수 영역 분석법이 있다[3-5]. 시간 영역 분석방법은 연속된 QRS 간격의 통계 분석을 통해 자율신경계 활동을 평가하는 방법으로 구현이 간단하고 적용이 쉽다는 장점을 가지고 있지만 특정 주기를 가지는 인체 활동에 대한 정보를 직관적으로 제공할 수 없다는 한계를 가지고 있다. 주파수영역 분석법은 심박변이도를 구성하는 주파수 성분 중 특정 주파수의 에너지 또는 전력 분포에 대한 정보를 제공하여 주므로 특정 주기를 가지고 발생하는 인체 내 활동에 대한 정보를 제공하여 줄 수 있다.

본 연구는 심박변이도 주파수 분석을 기반으로 주변온도에 따른 자율신경계 특성을 관찰하고 온도 변화에 따른 자율신경계 특성변화를 발견하는 것을 목표로 한다. 온도변화와 자율신경계 변화간의 상관관계에 대한 이전 연구 중 계절변화에 따른 온도 변화와 대기 오염도에 의한 심박변이도 변화를 분석한 연구에서는 자동차 운전시 높은 실내온도(25°C)에서 박동간격 표준편차(SDNN, standard deviation of NN interval)가 감소하였고 심박변이도의 저주파 성분(LF, low frequency) 및 저주파-고주파성분 비(LF/HF)가 상승한 것으로 보고되었다[6, 7]. 노인을 대상으로 수행된 또 다른 연구에서는 높은 실내온도에서 SDNN 및 LF, HF성분이 감소하는 것으로 확인 되었으나 더운 계절의 경우에서만 유의한 값을 보였고 추운 계절의 경우에는 유의한 값을 보이지 않아, 온도 외 오존 농도 등의 계절적 환경 요인이 자율신경

* Corresponding Author : Department of Biomedical Engineering,
Chonnam National University, Yeosu, Republic of Korea

E-mail : hangsik.shin@jnu.ac.kr

Received : January 14, 2015; Accepted : July 29, 2015

활동에 영향을 주는 것으로 판단하였다[8]. 온도에 따른 자율신경계 활동을 평가한 또 다른 연구로는 저온환경에서 수면시, 수면단계에 따른 자율신경계활동 변화를 관찰한 연구가 있었고 수면 단계에 따라 심박변이도 값이 달라지는 것을 확인 하였다[9]. 기존 연구들은 온도변화에 대한 자율신경계의 반응에 대한 정보를 제공하고 있다. 하지만 대기오염, 오존 농도 등의 온도 외 변수를 포함하고 있거나 계절적 연구를 포함하고 있고 수면 등의 특정 환경에 대한 분석이 주를 이루고 있어 일반적인 실내 온도 환경 조건에서의 연구는 미진하다 할 수 있다. 이러한 관점에서 일상 환경에서의 자율신경계 활동 특성을 파악하는 것은 개인 건강관리 및 재택 건강관리를 포함한 건강 증진 분야에 다양한 가치를 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

2. 주파수영역 분석 방법

심박변이도 주파수 영역 분석 방법은 고속 푸리에 변환(FFT, fast fourier transform) 등의 비모수적(non-parametric) 방법이나 자기회귀(AR, auto-regressive) 모델 등의 모수적(parametric) 방법 등을 사용하여 심박변이의 주파수 특성을 분석하는 방법이다[3, 10]. 주파수영역 분석법에서는 심박을 조율하는 특정 주기의 생체활동에 대한 정보를 제공해주므로 직관적으로 인체 활동에 대한 정보를 얻을 수 있다는 장점이 있다. 본 연구에서는 널리 사용되는 주파수 해석법인 FFT와 AR Model, Lomb-Scargle 방법을 사용하여 온도가 자율신경계에 주는 영향을 분석하고 결과를 비교하였다. 이상의 주파수 해석방법들은 그림 1과 같이 주파수 추정결과의 차이를 가지는데 이러한 차이는 다음과 같은 해석 방법의 차이에서 기인한다.

2.1 푸리에변환(Fourier Transform)

푸리에변환은 무수히 많은 주파수의 기저함수(basis function)를 사용하여 시간 영역 신호를 재구성 및 표현하는 수학적인 방

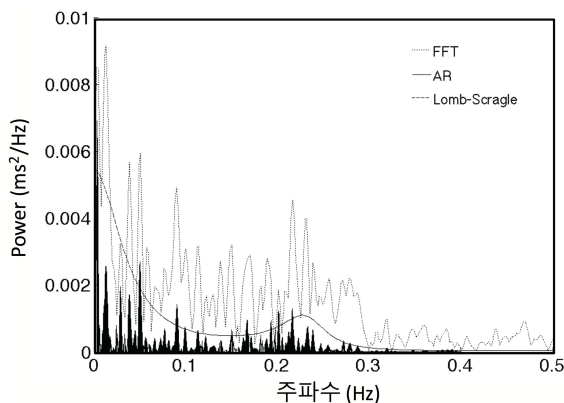


그림 1 심박변이도 분석에 사용되는 주파수 변환 기법에 따라 변환된 주파수 성분의 예

Fig. 1 An example of frequency components according to transformation techniques using HRV analysis

법으로 가장 보편적으로 사용되는 주파수 해석기법이다. 푸리에 변환식의 기본 식은 식 (1)과 같다.

$$X(f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j2\pi fn} \quad (1)$$

푸리에 변환은 데이터 크기가 큰 경우 기하급수적으로 증가하기 때문에 실제 대부분의 경우에는 푸리에 변환을 효율적으로 수행하기 위하여 고안된 알고리즘인 고속푸리에 변환(FFT, Fast Fourier Transform)을 사용하여 푸리에 변환을 수행한다. 푸리에 변환은 직관적으로 주파수 성분에 대한 정보를 제공할 수 있다는 점에서 널리 사용되고 있지만, 제한된 길이의 신호를 다루는 경우 스펙트럼 누출(spectrum leakage)현상이 발생하므로 심박변이도의 정확한 주파수 전력 밀도(PSD, power spectral density)를 계산할 수 없다는 단점을 가지고 있다[11].

2.2. 자기회귀 모델 (Auto Regressive Model)

위에서 언급한 것과 같이 푸리에변환을 통해 정확한 스펙트럼 밀도를 구하기 위해서는 충분히 긴 데이터 획득이 필요하나 실제 환경에서는 데이터 획득에 제한이 존재한다. 자기회귀 모델은 데이터를 선형 시스템 출력으로 가정하고(2), (3)과 같이 전달함수를 예측하여 주파수 성분을 추정하는 방법으로 짧은 시간영역 신호로 주파수 성분을 예측할 수 있는 방법을 제공할 뿐 아니라 윈도우를 사용하여 스펙트럼 누출을 감소시킬 수 있다. 단, 푸리에 변환에 비해 복잡하고 선형방정식의 차수(order) 설정에 따라 결과가 달라질 수 있다. 기존 연구에서는 심박변이도 분석시 8-20차 또는 16차 이상의 차수를 권장하고 있다[3, 10]. 자기회귀 모델은 스펙트럼 구성이 단순한 경우 주요 주파수 성분의 위치를 쉽게 판별할 수 있도록 해주므로 심박변이도 주파수 분석에 자주 활용된다.

$$H(z) = \frac{A(z)}{B(z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}} \quad (2)$$

$$x[n] = -\sum_{k=1}^p a_k x[n-k] + \sum_{k=0}^q b_k y[n-k] \quad (3)$$

2.3. Lomb-Scargle 주기도(Peridogram)

Lomb-Scargle 주기도는 비등균(non-uniform) 간격으로 샘플링 된 신호의 주기도를 구하기 위하여 제안된 방법으로 천체물리 연구를 중심으로 사용되어 왔으나 근래에는 QRS간격의 비 균 등성을 보상하기 위한 방법으로 심박변이도의 주파수 분석에도 널리 활용되고 있다[12-14]. 이 방법은 주파수 분석시 QRS간격 균등화를 위한 보간(interpolation) 과정을 생략할 수 있게 해주어 심박변이도의 시간 불안정성(jitter)을 감소시킬 수 있는 것으로 알려져 있다.

$$P_{xx}^{LS}(f) = \frac{1}{2\sigma^2} \left\{ \frac{\left[\sum_{n=1}^N (x[t_n] - \bar{x}) \cos(2\pi f[t_n - \tau]) \right]^2}{\sum_{n=1}^N \cos^2(2\pi f[t_n - \tau])} + \frac{\left[\sum_{n=1}^N (x[t_n] - \bar{x}) \sin(2\pi f[t_n - \tau]) \right]^2}{\sum_{n=1}^N \sin^2(2\pi f[t_n - \tau])} \right\} \quad (4)$$

Lomb-Scargle 주기도는 시정수 τ 에 의해 정규화 된 분리된 사인(sine)과 코사인(cosine)계수로 구성된다. 이 때 시정수 τ 는 주파수와 무관한 시간지연으로 변환결과가 시간 지연에 무관하도록 조절하여 비등간격 샘플링의 영향을 받지 않도록 해준다. 이 산시간 신호 $x[t_n]$ 에 Lomb-Scargle 주기도는 (4)와 같이 유도될 수 있다.

이 때 \bar{x}, σ^2 은 각각 신호 $x[t_n]$ 의 평균 과 분산을 의미하며 τ 는 (5)와 같이 정의된다.

$$\tau = \tan(4\pi f\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N \sin(4\pi f t_n)}{\sum_{n=1}^N \cos(4\pi f t_n)} \quad (5)$$

3. 온도조건에 따른 심박변이도 주파수영역 분석

2.1 실험 프로토콜

실내온도에 따른 자율신경계 활동 변화를 관찰하기 위하여 저온(LOW, 18℃), 중온(MID, 25℃), 고온(HIGH, 38℃)환경으로 설정된 각각의 방에서 연속적으로 심전도를 측정하였다. 설정된 실내온도는 실내온도는 ISO7730 열쾌적기준(thermal comfort standard)를 참고하여 설정하였다[15]. 실험중 실내의 상대 습도는 대략 30% ($27 \pm 5\%$)로 통제 되었고, 기존 연구[16]에 의하면 젊은 성인의 경우 생리적 변화에 영향을 끼치지 않는 습도 범위이므로 습도로 인한 자율신경변화는 본 연구에서는 배제 하였다. 심전도는 각 환경마다 각각 10분씩 측정되었으나 인체가 온도변화에 적응하는 시간을 고려하여 각 환경에서 측정된 심전도의 초기 5분 데이터는 분석에서 제외되었다. 측정 순서는 혈압 측정 후 휴식(실험 전 5분), 고온(10분), 중온(10분), 저온(10분)의 순서로 수행되었으며, 모든 데이터는 의자에 편히 앉은 상태에서 획득 되었다. 실험에는 총 22명이 참여하였으며(남 12, 여 10) 피험자의 연령은 20.8 ± 1.1 세, 키는 168.3 ± 7.35 cm, 체중은 62.4 ± 14.2 kg, 체질량지수(BMI, body mass index)는 21.9 ± 4.0 kg/cm²로 나타났다. 피험자 전원은 심혈관 질환을 가지지 않은 건강한 성인으로 음주와 흡연, 카페인 섭취 등의 자율신경계 활동에 영향을 줄 수 있는 활동을 실험 하루 전부터 제한하였다.

심전도 신호는 Biopac MP150 (BIOPAC Systems, Inc., USA) 및 ECG100C모듈을 사용하여 획득 되었으며 Acknowledge™ 3.9를 사용하여 연결된 컴퓨터에 기록되고 저장되었다. 이 때, 심전도는 표준사지유도법 중 Lead II 방법으로 획득 하였으며, 샘플링 주파수는 1 kHz로 설정하였다.

2.2 심박변이도 주파수영역 분석 지표

심장 박동은 다양한 생체 주기와 관계된 자율신경계 활동을 반영하고 있다. 다시 말하면 심장 박동은 호흡, 혈압 조절 및 혈관운동, 체온 조절, 일주기리듬 조절 등 각각 다른 주기특성을 가지는 생체 활동들에 의해 복합적으로 영향을 받기 때문에 심장 박동의 변화는 각각의 조절 기전과 관계된 주파수 성분의 합으로 구성된다. 따라서 주파수영역에서 심박변이도를 분석할 때에는 각각의 기전마다의 영향을 검출하기 위하여 도출된 전력밀도함수에서부터 특정 주파수 대역의 전력을 구하여 비교분석한다. 일반적으로 심박변이도의 주파수를 분석하는 경우 ULF(Ultra Low Frequency, <0.0033 Hz), VLF(Very Low Frequency, 0.0033 ~ 0.04 Hz), LF(Low Frequency, 0.04 ~ 0.15 Hz), HF(High Frequency, 0.15 Hz ~ 0.4 Hz)와 같이 주파수 대역을 구분하여 분석을 수행한다. 이 중 ULF는 24시간 이상의 장기(long term) 기록을 분석하는데 주로 사용되는 관계로 대개의 심박변이도 분석에는 VLF, LF, HF 분석을 사용한다. 각각의 주파수 성분은 특정 생체 활동과 관련되어 있다고 알려져 있다[3-5]. 예를 들어 VLF는 느린 생체 주기를 가지는 체온조절 및 renin-angiotensin 조절, 혈관운동성 등을 반영하는 것으로 알려졌고, LF는 Meyer wave, 혈압변동과 관련된 활동, HF성분은 호흡 등의 비교적 높은 주파수대역의 활동을 반영하는 것으로 알려져 있다. 이상의 내용은 표 1에 요약하여 기록되었다.

표 1 주파수영역 심박변이도 분석 지표

Table 1 HRV variables for frequency analysis

분석지표 (단위)	의미
VLF (ms ²)	초저주파수 대역(0.0033 Hz ~ 0.04 Hz) 파워 체온조절, renin- angiotensin 조절, 혈관 운동 등을 반영
LF (ms ²)	저주파수 대역(0.04 Hz ~ 0.15 Hz) 파워 Meyer wave 교감신경, 부교감신경 활동 반영
HF (ms ²)	고주파수 대역(0.15 Hz ~ 0.4 Hz) 파워 부교감신경 활동 반영
LF/HF (-)	LF성분과 HF성분의 비율 자율신경계 균형도를 반영
nLF (n.u.)	VLF를 제외한 총 파워 중 LF의 비율 LF/(Total Power-VLF)×100
nHF (n.u.)	VLF를 제외한 총 파워 중 HF의 비율 HF/(Total Power-VLF)×100

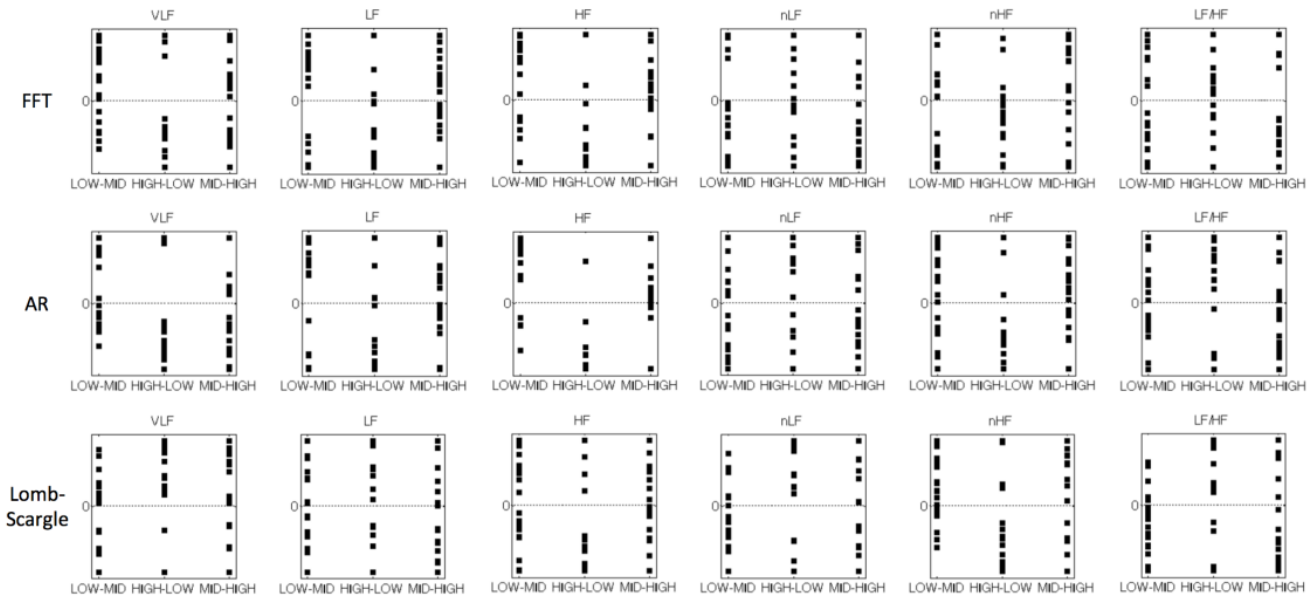


그림 3 온도조건 별 정규화 된 분석값 차이 (상단) FFT 분석결과, (중단) AR Model 분석결과, (하단) Lomb-Scargle 분석결과
Fig. 3 Differences of regulated results (Top) Result of FFT, (Middle) Result of AR Model, (Bottom) Results of Lomb-Scargle

2.3 심박변이도 주파수 해석 과정

그림 2는 일반적인 심박변이도의 주파수 해석과정을 보여준다. 심박변이도 주파수 분석을 위해서는 신호 획득 이후 신호의 전처리를 통한 QRS 검출 및 QRS 간격 계산이 요구되며 이 후 주파수영역 신호를 구하기 위한 주파수 변환 및 해석이 수행되어야

한다. 전처리 단계에서는 획득된 심전도로부터 심박변이도를 유도하기 위해 획득된 신호의 노이즈를 제거한 후 QRS를 검출하고 QRS간 간격을 계산한다. 본 연구에서는 0.05 ~ 35 Hz의 통과대역의 대역통과필터(BPF, band pass filter)와 Pan-Tompkins QRS 검출 기법[17] (threshold = 0.25)을 사용하여 QRS 검출을 수행하였고 정상 검출 여부를 매 비트마다 확인하고 오검출을 수

표 2 다양한 온도 조건에서 FFT, AR Model, Lomb-Scargle 방법에 의한 HRV 분석 결과 (N=22)

Table 2 Statistical result of FFT, AR Model and Lomb-Scargle method in various temperature condition (N=22)

주파수 분석법	분석지표 (단위)	온도조건에 따른 값 비교		
		MID - LOW	LOW - HIGH	MID - HIGH
FFT	VLF (ms ²)	-0.327 ± 0.581*	0.414 ± 0.779*	0.087 ± 0.675 [†]
	LF (ms ²)	-0.343 ± 0.769*	0.490 ± 0.645**	0.147 ± 0.576 [†]
	HF (ms ²)	-0.483 ± 0.605***	0.721 ± 0.514**	0.238 ± 0.544**
	nLF (n.u.)	0.035 ± 0.783 [†]	-0.305 ± 0.684*	-0.270 ± 0.709 [†]
	nHF (n.u.)	-0.038 ± 0.805 [†]	0.378 ± 0.575**	0.340 ± 0.730*
	LH/HF (n.u.)	0.058 ± 0.720 [†]	-0.401 ± 0.639 [†]	-0.343 ± 0.671 [†]
AR	VLF (ms ²)	-0.454 ± 0.577***	0.492 ± 0.694**	0.038 ± 0.668 [†]
	LF (ms ²)	-0.398 ± 0.749*	0.473 ± 0.664**	0.075 ± 0.603 [†]
	HF (ms ²)	-0.547 ± 0.567***	0.812 ± 0.401***	0.265 ± 0.491*
	nLF (n.u.)	0.083 ± 0.790 [†]	-0.359 ± 0.675*	-0.276 ± 0.610*
	nHF (n.u.)	-0.159 ± 0.713 [†]	0.505 ± 0.616***	0.346 ± 0.619**
	LH/HF (n.u.)	0.124 ± 0.715 [†]	-0.428 ± 0.642**	-0.304 ± 0.678*
Lomb-Scargle	VLF (ms ²)	0.271 ± 0.642 [†]	-0.293 ± 0.798 [†]	-0.022 ± 0.726 [†]
	LF (ms ²)	0.100 ± 0.734 [†]	-0.351 ± 0.719*	-0.251 ± 0.691 [†]
	HF (ms ²)	-0.164 ± 0.710 [†]	0.307 ± 0.796 [†]	0.143 ± 0.668 [†]
	nLF (n.u.)	0.316 ± 0.546*	-0.510 ± 0.662**	-0.194 ± 0.754 [†]
	nHF (n.u.)	-0.038 ± 0.521**	0.378 ± 0.634***	0.340 ± 0.746 [†]
	LH/HF (n.u.)	0.311 ± 0.519 [†]	-0.532 ± 0.645 [†]	-0.220 ± 0.790**

***p<0.001, **p<0.01, *p<0.05, [†]not significant

정하였다. 획득된 QRS간격은 비균등 샘플링으로 얻어 tachometer 이므로 간격을 균등하게 만들기 위하여 1 kHz로 보간(interpolation)을 수행하였으며, 7 Hz로 재 샘플링 하였다. 주파수 영역 변환은 적합한 주파수 분석 방법을 찾기 위하여 FFT, AR Model, Lomb-Scargle을 사용하여 각각 수행되었고 VLF, LF, HF, LF/HF, nLF, nHF를 계산하여 온도 변화에 따른 주파수 변화를 관찰하였다. 표 2는 이상의 과정을 통해 도출된 심박변이도 주파수 분석 결과이다.

2.4 실내온도에 따른 심박변이도 주파수 분석 결과

심박변이도는 동일 조건에서도 개인 특성에 의해 값이 다를 수 있어 모든 사람에게 통용되는 기준 값을 설정하기 어렵다. 따라서 다양한 온도 환경에서 심박변이도의 변화를 관찰하기 위하여, 개인별로 유도된 분석지표들을 정규화 하고 각 상태를 비교하여 상태에 따른 증가 및 감소를 관찰 하였다. 이 때 각 온도조건별 결과 값 차이를 나타내기 위하여 LOW-MID, LOW-HIGH, MID-HIGH상태에 대한 각 지표 값의 차이를 계산하여 도시 하였다.

그림 3은 정규화 된 분석 값의 차이를 나타낸 그래프로 두 온도조건(LOW-MID, LOW-HIGH, MID-HIGH)간의 값 차이 및 경향을 보여준다. 그림 2에서 상단, 중단, 하단은 각각 FFT, AR Model, Lomb-Scargle 주기에 대한 분석 값 차이를 보여준다. 그래프에서 세로축으로 0 미만인 경우 첫 번째 온도조건에서 도출된 값이 두 번째 온도조건에서 도출된 값보다 작은 것을 의미하며, 0을 초과한 경우는 반대로 첫 번째 온도조건에서의 값이 두 번째 온도조건에서의 값보다 큰 것을 의미한다. 또한, 0인 경우는 두 경우에서 도출된 값의 차이가 없음을 나타낸다. FFT 분석 결과의 예를 들면 VLF 분석에서는 LOW-MID, MID-HIGH의 경우 0점을 기준으로 상하로 비교적 고르게 나뉘어 분포되어 있고 LOW-HIGH의 경우는 0점을 기준으로 아래쪽에 분포가 몰려 있는 것을 확인 할 수 있다. 이것은 도출된 VLF값이 LOW-MID, MID-HIGH에서보다 LOW-HIGH에서 일관된 변화 특성을 보여주는 것을 알려준다. 또 다른 예로 AR Model을 사용한 VLF, HF 분석을 살펴보면 HIGH-LOW 결과가 다른 분석 결과에 비해 한 쪽 방향으로 치우친 것을 확인할 수 있으며, 이것은 해당 지표가 두 조건에서 일관적인 차이를 잘 반영하고 있다고 해석할 수 있다. 평균값을 살펴보면 온도증가에 따라 VLF, LF, HF, nHF, LH/HF는 감소하는 경향을 보였고 nLF만이 유일하게 증가하는 경향을 보이는 것으로 나타났다. 이와 같이 온도 조건에 따라 분석된 값의 변화가 통계적으로 유의미한지 판단하기 위하여 각각의 온도 상태에서 도출된 분석 값에 대한 대응표본 t검정(paired t-test)을 수행하였고 결과는 표 3과 같다.

통계 분석 결과를 살펴보면 FFT, AR모델의 HF성분에서 모든 경우에 대해 유의미한 결과가 관찰 되었고 온도가 증가함에 따라 HF성분이 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 하지만, Lomb-Scargle 방식을 사용하였을 때는 모든 경우에 유의한 변화를 가지는 파라미터를 발견할 수 없었다.

자율신경 활성도는 온도 차이가 커질수록 증가할 것으로 예상

되며 실험결과에서도 온도차이가 커질수록 분석 지표의 차이가 확연히 짐을 확인할 수 있다. 결과에서 확인할 수 있는 것과 같이 MID-LOW인 경우 총 8가지 경우(FFT 3, AR 3, Lomb-Scargle 2), MID-HIGH의 경우 총 7가지 경우(FFT 2, AR 4, Lomb-Scargle 1)에서 유의한 변화가 관찰된 반면 온도변화폭이 큰 LOW-HIGH의 경우 총 14 가지 경우(FFT 5, AR 6, Lomb-Scargle 3)에서 유의한 변화를 관찰할 수 있었다. 특히 AR Model은 모든 파라미터에서 유의한 변화가 관찰 되었다. 파라미터별로는 HF성분이 가장 온도에 따른 변화를 잘 반영하고 있는 것으로 나타났으며 온도가 증가할수록 HF power가 감소하는 것으로 나타났다.

3. 결 론

본 연구는 주변 온도 변화의 의해 유발되는 자율신경계 활동을 관찰하기 위하여, 다양한 온도조건에서 심박변이도를 계산하고 주파수 분석법을 중심으로 온도조건에 따른 결과를 비교하였다. 고온-중온-저온 조건에서 분석 지표를 추출하여 비교한 결과 VLF, LF등의 지표에서도 의미 있는 결과를 보였으나 호흡 성분 및 부교감신경 활성도와 관계된 HF값에서 가장 일관적인 변화를 관찰할 수 있었다. 이것으로 미루어 보아 주변 온도는 VLF, LF, HF성분 모두에 영향을 주며 그 중 HF성분과 관계된 생체활동이 가장 크게 영향을 받는 것으로 생각할 수 있다.

주파수영역 분석 기법은 생체주기활동에 대한 직관을 제공할 수 있는 심박변이도 분석법으로 외부 변인과 인체의 특정기능과의 관련성을 관찰할 수 있다는 장점이 있다. 특별히 본 연구에서는 심박변이도의 주파수 분석에 널리 사용되는 FFT, AR Model, Lomb-Scargle방법을 각각 적용하여 비교를 수행하였는데, FFT와 AR Model은 서로 유사한 결과를 보이는 것에 반해 Lomb-Scargle 방법에서 도출된 결과는 유사성이 나타나지 않아 Lomb-Scargle 분석법의 적합성에 대한 추가 연구가 수행되어야 할 것으로 보인다.

향후 연구로는 주파수 분석법과 시간영역 분석, 비선형적 분석 방법을 복합적으로 분석하여 주변 온도에 따른 인체의 무의식적 반응의 정량화를 수행할 수 있다. 이는 개인의 상태, 특성과는 무관한 적정온도기준을 사용하는 온도제어와 달리 개인의 현 상태를 정확하게 반영하는 최적화 된 온도 환경을 제공하기 위한 기술로 활용될 수 있다. 또한, 환경제어와 관계된 사물인터넷(IoT, Internet of Things) 생태계를 활용하여 사용자에게 최적화된 실내온도 피드백 시스템의 구현의 핵심기술로도 활용될 수 있을 것으로 전망된다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2015-H8601-15-1009)

Reference

- [1] J. E. Hall, Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology: Enhanced E-book: Elsevier Health Sciences, 2010.
- [2] G. G. Berntson, "Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats," *Psychophysiology*, vol. 34, pp. 623-648, 1997.
- [3] A. Camm, M. Malik, J. Bigger, G. Breithardt, S. Cerutti, R. Cohen, et al., "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology," *Circulation*, vol. 93, pp. 1043-1065, 1996.
- [4] J. A. Hirsch and B. Bishop, "Respiratory sinus arrhythmia in humans: how breathing pattern modulates heart rate," *Am J Physiol*, vol. 241, pp. H620-9, Oct 1981.
- [5] H. Luczak and W. Laurig, "An analysis of heart rate variability," *Ergonomics*, vol. 16, pp. 85-97, Jan 1973.
- [6] J. J. Sollers, 3rd, T. A. Sanford, R. Nabors-Oberg, C. A. Anderson, and J. F. Thayer, "Examining changes in HRV in response to varying ambient temperature," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 21, pp. 30-4, Jul-Aug 2002.
- [7] S. Wu, F. Deng, Y. Liu, M. Shima, J. Niu, Q. Huang, et al., "Temperature, traffic-related air pollution, and heart rate variability in a panel of healthy adults," *Environ Res*, vol. 120, pp. 82-9, Jan 2013.
- [8] C. Ren, M. S. O'Neill, S. K. Park, D. Sparrow, P. Vokonas, and J. Schwartz, "Ambient temperature, air pollution, and heart rate variability in an aging population," *American journal of epidemiology*, vol. 173, pp. 1013-1021, 2011.
- [9] K. Okamoto-Mizuno, K. Tsuzuki, K. Mizuno, and Y. Ohshiro, "Effects of low ambient temperature on heart rate variability during sleep in humans," *Eur J Appl Physiol*, vol. 105, pp. 191-7, Jan 2009.
- [10] A. Boardman, F. S. Schindwein, A. P. Rocha, and A. Leite, "A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability," *Physiol Meas*, vol. 23, pp. 325-36, May 2002.
- [11] J. G. Proakis, *Digital signal processing: principles algorithms and applications*: Pearson Education India, 2001.
- [12] D. Fonseca, A. Netto, R. Ferreira, and A. de Sa, "Lomb-scargle periodogram applied to heart rate variability study," in *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP, 2013*, pp. 1-4.
- [13] J. D. Scargle, "Studies in astronomical time series analysis. II-Statistical aspects of spectral analysis of unevenly spaced data," *The Astrophysical Journal*, vol. 263, pp. 835-853, 1982.
- [14] J. D. Scargle, "Studies in astronomical time series analysis. III-Fourier transforms, autocorrelation functions, and cross-correlation functions of unevenly spaced data," *The Astrophysical Journal*, vol. 343, pp. 874-887, 1989.
- [15] A. AC08024865 "Ergonomics of the thermal environment-Analytical determination an interpretation of thermal comfort using calculation of the PMV and PPD indices and local thermal comfort criteria: ISO", 2005.
- [16] Y. Sunwoo, C. Chou, J. Takeshita, M. Murakami, Y. Tochihara, "Physiological and subjective responses to low relative humidity in young and elderly men," *J Physiol Anthropol* vol. 25, pp. 229-238, 2006.
- [17] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, pp. 230-236, 1985.

저 자 소 개



신 항 식 (Hangsik Shin)

1979년 10월 10일 생. 2003년 연세대학교 전기전자공학부 졸업. 2005년, 2010년 연세대학교 대학원 전기전자공학과 석사, 박사 졸업(공박). 2010년~2013년 8월 삼성전자주식회사 DMC연구소 책임연구원

2013년 9월~현재 전남대학교 공학대학 의공학과 조교수.

Tel : 061-659-7362

Fax : 061-659-7369

E-mail : hangsik.shin@jnu.ac.kr