

# 심박변이도 해석을 위한 가상 심장박동 발진기의 카오스-임계치 모델 성능 평가

## Assessment of Chaotic-Threshold Model on Integral Pulse Frequency Modulation for HRV Analysis

정겨운\* · 김정환\* · 이정환\*<sup>†</sup> · 김경섭\*<sup>‡</sup>

(Gyeo-Wun Jeung · Jeong-Hwan Kim · Jeong-Whan Lee · Kyeong-Seop Kim)

**Abstract** - The well-known Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) cardiac oscillator has been used to generate the heart beat fluctuations as a representation of the modulatory autonomic nervous activity in terms of sympathetic and parasympathetic state. The IPFM model produces heartbeats by integrating the modulated sinusoid signals and applying the threshold of unity or chaotic threshold levels. This study aims at evaluating the performance of IPFM model by analyzing the influence of the threshold level with comparatively applying preset threshold of unity and Logistic-map and Henon-map chaotic-threshold. Based on our simulated results with interpreting the spectral features of Heart Rate Variability (HRV), we can conclude that the IPFM model with preset threshold level of unity can generate the optimal heartbeat variations in the sense of clinically valid heartbeats.

**Key Words** : Heart Rate Variability(HRV), Integral Pulse Frequency Modulation(IPFM),

### 1. 서론

자율신경계는 체내외적인 환경변화에 대해서 신체의 항상성을 유지할 수 있도록 작용한다. 자율신경계에는 교감신경과 부교감신경계가 존재하며 서로 길항작용을 함으로써 신체의 균형을 유지하는 역할을 한다. 심박변이도(Heart Rate Variability: HRV)는 시간에 따른 심박의 주기적인 변화를 의미하며, 이는 자율신경계의 항상성 조절 원리를 추적할 수 있는 평가 수단으로 해석되고 있다[1]. 심박변이도는 환경 변화에 따른 자율신경계의 작용에 의한 심박수의 변화에 의해 결정되는데, 일반적으로 평온한 상태에서는 심박의 변화 복잡도가 증가하는 반면에 정신적 스트레스 상태인 경우에는 심박의 복잡도가 감소하는 특징이 나타난다. 따라서 심박변이도를 통하여 자율신경계의 교감신경계와 부교감신경계의 활성도를 측정해 자율신경계의 작용을 정량적으로 판단할 뿐만 아니라 정신적 스트레스 유무 판별에 활용하고 있다[2].

Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) 모델은 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으로 적용시킨 가상 심장박동 발진 시스템으로 해석된다[3]. 기존의 연구에서는 IPFM 모델을 이용하여 발생시킨 가상의 심전도 R-피크 시계열 데이터를 생성하고 이를 HRV의 심박변이도의 주파수 성분으로 해석하여

정신적 스트레스 유무 상태를 판단하고자 하였다[4, 5]. 이에 따라서 본 연구에서는 교감신경과 부교감신경 발진기를 2개의 고조파로 구성된 모델과 4개의 고조파로 구성된 모델의 성능을 비교 해석하는 방법을 제시하고자 하였다.

아울러서 IPFM 모델에서는 입력 신호를 임계치에 도달할 때까지 적분한 값을 이용하여 R-피크 시계열 데이터를 생성하는데 이러한 임계치를 설정하는 방법에 따른 결과를 비교하고자 하였다. 즉, 실제로 측정된 심박 데이터를 중심으로 카오스 임계치 모델의 성능과 고정 임계치 모델의 성능을 비교 및 검증하고자 하였다.

### 2. 본론

#### 2.1 주파수 영역에서의 심박변이도 해석

주파수 영역에서의 심박변이도는 시간 영역의 심박변이도를 푸리에 변환을 통하여 주파수 분포로 해석된다. 심박변이도 주파수 영역으로는 크게 VLF(Very Low Frequency: 0~0.04 Hz), LF (Low Frequency: 0.04~0.15 Hz), HF (High Frequency: 0.15~0.4 Hz) 대역 기준으로 구분된다[6]. VLF 대역의 주파수 성분에서는 체온을 조절할 수 있는 말초혈액의 흐름을 조절할 수 있는 교감신경계의 활성도가 반영된다. 압력 반사의 혈관 운동 부분의 진동으로 혈압 파동을 측정할 수 있으며, LF 대역의 주파수 성분에서 이를 조절할 수 있는 교감신경계와 부교감신경계의 활성도가 반영된다. 심박의 흡기 동안 증가하고, 호기 동안 감소하는데,

<sup>†</sup> Corresponding Author : School of Biomedical Eng., Research Institute of Biomedical Eng., Konkuk University, Korea  
E-mail : kyeong@kku.ac.kr

\* School of Biomedical Eng., Konkuk University, Korea  
Received : October 27, 2016; Accepted : February 21, 2017

이러한 호흡은 부교감신경계의 작용으로만 조절할 수 있으며 HF 대역의 주파수 성분은 부교감신경계의 활성도가 반영된다.

정신적으로 스트레스를 받거나 긴장, 불안 등으로 인하여 교감신경의 활동이 상승하면 심장박동이 빨라지면서 파형의 변동이 감쇄한다. 그 결과 파형의 변동이 비교적 일정해지기 때문에 고주파 성분보다는 저주파 성분 대역의 에너지가 증가하게 된다. 따라서 LF 영역의 파워는 교감신경의 활성 정도를 평가하는 지표로 사용된다. 그러나 심리적으로 안정한 상태이거나 휴식 중인 경우에는 부교감 신경이 활성화 되면서 심장박동이 비교적 느려지면서 파형의 변동 폭이 증가한다. 따라서 고주파 성분 대역의 에너지가 증가하여 HF 영역의 파워는 부교감신경의 활동을 평가하는 지표로 사용된다[7]. 이에 따라 LF 영역의 파워와 HF 영역의 파워는 스트레스 유무 판단의 지표로 사용된다. 파워의 비율인 LF/HF 값을 구하기 위해서 식 (1)과 같이 Parseval의 정리를 활용하여 각각의 주파수 대역의 파워로 연산하였다[8].

$$power = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x[n]|^2 = \frac{1}{2\pi N} \int_{-\pi}^{\pi} |X_N(\Omega)|^2 d\Omega \quad (1)$$

여기서  $X_N(\Omega)$ 는  $x[n]$ 에 DFT (Discrete Fourier Transform)를 적용한 결과를 의미한다. 일반적으로 LF/HF 비율은 정신적 안정 상태일 경우에 부교감신경이 활성화하여 비교적 낮지만 정신적 스트레스 상태일 경우에는 교감신경이 활성화하여 비교적 높은 경향을 보인다.

실제로 LF/HF 비율을 구하기 위하여 14명의 건강한 건국대학교 간호학과 학생 (25±1세)들을 대상으로 휴식 및 안정 상태와 스트레스 및 긴장 상태일 경우 각각 심전도 데이터를 획득하였다. 여기서 실험 데이터는 각자마다 약 5분 동안 측정했으며, 샘플링 주파수는 125 Hz로 설정하였다. 실험 환경은 피험자들의 학점 획득에 중요한 부분을 차지하며 필기고사가 아닌 교수와 학생의 일대일 실기 시험인 실습 학기말고사를 치르는 상황으로 설정하여 실험을 수행하였다. 정신적으로 안정한 상태와 스트레스를 받는 상태를 구분하기 위하여 동일한 피실험자에 대하여 시험을 치르기 1주일 전에 측정된 데이터를 '정신적 안정 상태' 실험 프로토콜로 설정하였고, 이로부터 1주일 후 시험을 치르기 바로 직전에 측정되었던 데이터를 '정신적 스트레스 상태' 실험 프로토콜로 설정하여 심전도 측정 데이터를 획득하였다[9].

IPFM 모델의 성능을 비교 및 검증하기 위하여 총 14명의 피실험자들의 데이터 중 정신적 안정 상태와 스트레스 상태가 비교적 분명하게 나타난 5명의 피실험자들의 데이터를 사용하였다. 5

표 1 피실험자의 정신적 상태에 따른 LF/HF 비율

Table 1 LF/HF Ratio for normal and mental-stress condition

피실험자	정신적 안정 상태의 LF/HF 비율	정신적 스트레스 상태의 LF/HF 비율
A	1.238	2.828
B	0.561	2.280
C	0.556	1.483
D	1.119	3.283
E	1.354	3.681

명의 피실험자들의 데이터를 각각 정신적 안정 상태와 스트레스 상태일 때의 심전도 데이터의 주파수 영역에서의 심박변이도를 이용하여 HF 영역과 LF 영역의 파워를 구하여 LF/HF 비율을 계산하였다(표 1 참조).

그 결과 5명의 피실험자 데이터 모두 정신적 스트레스 상태일 경우 교감신경이 활성화되어 LF 영역의 파워가 대체적으로 크기 때문에 LF/HF 비율이 정신적 안정 상태일 경우에 비교하여 높게 표현된다.

## 2.2 입력 고주파 신호에 따른 IPFM 모델 성능 비교

IPFM 모델은 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으로 적용시킨 가상 심장박동 발진 시스템으로 교감신경 발진기와 부교감신경 발진기의 상호작용으로 심박 발진기를 제어하는 심박 제어 시스템이다. 기존의 연구에서는 교감신경, 부교감신경 발진기를 4 개의 고조파로 구성하여 모델링 하였지만 본 연구에서는 그 모델을 개선하여 2 개의 고조파 성분의 모델 해석법을 사용하여 이를 비교 및 검증하고자 하였다.

기존의 연구 모델에서는 각각 2 개의 고조파로 구성된 교감신경 발진기  $S$ , 부교감신경 발진기  $P$ , 내부 입력  $I_0$ , 랜덤 신호  $R$ 의 상호작용으로 심박 제어 발진기를 구성하였다. 발진기 신호의 구성은 식 (2)과 같이 표현되며 파라미터 값은 임의로 정하여 표 2와 같이 적용하였다[10].

$$\begin{aligned} I_0 &= a_0 + K_0 \cdot \sin(\omega_0 \cdot t) \\ S_1 &= a_1 + K_1 \cdot \sin(\omega_1 \cdot t) \\ S_2 &= a_2 + K_2 \cdot \sin(\omega_2 \cdot t) \\ P_1 &= a_3 + K_3 \cdot \sin(\omega_3 \cdot t) \\ P_2 &= a_4 + K_4 \cdot \sin(\omega_4 \cdot t) \end{aligned} \quad (2)$$

표 2 기존 모델의 파라미터 값

Table 2 Values of the parameters in the existing model

	상수 ( $a_i$ )	계수 ( $K_i$ )	주파수 ( $\omega_i$ )
$I_0$	0.4	2	0.3141
$S_1$	0.065	0.41	0.3141
$S_2$	0.32	0.75	0.6283
$P_1$	0.07	0.43	0.6283
$P_2$	0.398	0.8	1.508

교감신경 발진기는  $S = S_1 + S_2$ , 부교감신경 발진기는  $P = P_1 + P_2$ 로 적용하였다. 결과적으로 입력 신호  $X$ 는 식 (3)과 같이 구성할 수 있으며,  $R$ 은 평균이 0, 분산이 1인 가우시안 분포를 갖는 랜덤 신호를 의미한다.

$$X = S - P + I_0 + R + HR \quad (3)$$

또한 HR은 입력 신호가 0일 때, 평균 심장박동수로 1.18로 설정하였다[3].

본 연구에서는 기존의 연구에서 사용한 모델에서 개선된 2 개

의 고조파 성분으로 구성된 모델을 사용하였으며 교감신경 발진기  $\hat{S}$ 와 부교감신경 발진기  $\hat{P}$ 는 식 (4)와 같이 표현된다[3].

$$\hat{S} = \sin(\omega_s \cdot t), \quad \hat{P} = \sin(\omega_p \cdot t) \quad (4)$$

$\omega_s$ 는  $\hat{S}$ 의 기본 주파수이고  $\omega_p$ 는  $\hat{P}$ 의 기본 주파수이며 기존의 연구 모델과의 비교를 위하여 각각 0.3141, 1.508로 유사하게 적용하였다[3]. 최종적으로 심장박동 변화에 영향을 주는 신호  $\hat{X}$ 는 교감신경 발진기와 부교감신경 발진기에 각각의 커플링 변수  $C_s, C_p$ 를 곱한 신호의 합으로 식 (5)와 같이 표현된다.

$$\hat{X} = HR + C_s \cdot \hat{S} + C_p \cdot \hat{P} \quad (5)$$

심박 발진기  $\hat{X}$ 는 커플링 변수 값의 조절로 인한 발진기  $\hat{S}$ 와  $\hat{P}$ 의 변화로 제어된다. 즉,  $C_s$ 의 값을 크게,  $C_p$  값을 작게 적용하면 교감신경의 활성 정도가 높아지고, 부교감신경의 활성 정도가 낮아진다는 사실을 의미한다.

IPFM 모델을 활용하여 심박 제어 발진 시스템을 기반으로 한 R-피크 시계열 데이터를 생성시키는 과정의 블록선도로 표현하면 다음과 같다.

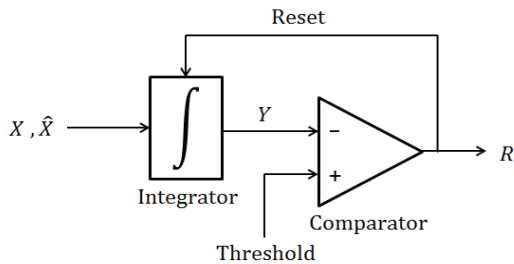


그림 1 IPFM 모델을 이용한 R-피크 시계열 데이터 생성 과정  
Fig. 1 Generation of R-peaks data by IPFM model

그림 1은 IPFM 모델의 블록선도로 R-피크 시계열 데이터는 입력 신호를 임계치에 도달할 때까지 적분한 값을 이용하여 생성한다. 입력신호는 심장에 영향을 미치는 자율신경계의 활동을 나타내는 심박 발진기 신호  $X$  또는  $\hat{X}$ 로 이 신호를 적분한 값을  $Y$ 라 한다.  $Y$  값이 특정 임계치에 도달하면 R-피크 시계열 데이터  $R$ 이 임펄스 신호로 발생되고,  $Y$  값은 다시 0으로 초기화되는 과정을 반복하게 된다.

본 연구에서는 입력 신호 구성에 따른 IPFM 모델의 성능을 비교하기 위하여 임계치를 고정 임계치로 설정하여 R-피크 시계열 데이터를 생성하였으며 SDRR (Standard Deviation of RR intervals) 값을 계산하였다. SDRR 값은 데이터 측정시간이 길어질수록 증가하며 일반적인 심전도 데이터는  $141 \pm 39 msec$ 의 값을 갖는다[3]. 기존의 연구 모델을 통하여 도출한 SDRR 값은  $1175.3 msec$ , 2 개의 고조파 성분으로 구성된 연구 모델을 통하여 도출한 SDRR 값은  $543.6 msec$ 이며 결과적으로 후자의 연구 모델이 일반적인 심전도 데이터의 SDRR 값에 비교적 유사한 것을

확인하였다.

### 2.3 임계치 설정 방법에 따른 IPFM 모델 성능 비교

IPFM 모델을 활용하여 발생하는 R-피크 시계열 데이터는 임계치를 설정하는 방법에 따라서 다르게 구성된다. 본 연구에서 비교 검증할 임계치 설정 방법은 3가지로 고정 임계치, 카오틱 맵 중 로지스틱 맵과 헤논 맵을 사용하였다 [11]. 고정 임계치는 고정된 임의의 상수를 임계치로 설정하는 방법으로 일반적으로 IPFM 모델에서 활용되고 있다. 최근 카오틱 맵을 IPFM 모델의 임계치에 활용하고자 하는 연구가 진행되고 있어 이를 비교 및 검증하고자 하였다.

#### 2.3.1 로지스틱 맵

로지스틱 맵은 카오틱 맵의 일종으로  $A$  값의 변화에 따라서 맵의 카오틱 상태가 변하게 된다. 자세히 말하면, 임의로 정한 시작점  $x_0 = 0.5$ 로부터 다음 데이터가 식 (6)에 따라서 설정되며  $A$  값의 변화에 따라 데이터가 어떻게 변화하는지 예측할 수 있다.

$$x_{n+1} = A \cdot x_n \cdot (1 - x_n) \quad (6)$$

로지스틱 맵을 활용하여  $A$  값에 따른  $x$  값의 변화를 가시화하면 그림 2와 같다.

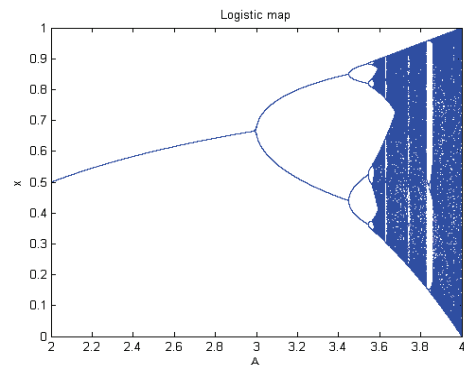


그림 2 로지스틱 맵을 활용한  $A$  값의 변화에 따른  $x$  값의 변화  
Fig. 2 Distribution of  $x$  values as  $A$  changes using Logistic map

$A$  값이 3 보다 작을 때까지는  $x$  값이 하나씩만 존재하지만, 그 이후부터는 2의 배수로 증가하다가 점점 혼돈 상태로 되는 것을 확인할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 가장 혼돈 상태인  $A$ 가 4의 값일 경우의  $x$  값을 임계치로 활용하였다.

#### 2.3.2 헤논 맵

헤논 맵도 로지스틱 맵과 같이 카오틱 맵의 일종이지만, 2 개의 변수를 사용한다는 점에서 차이를 보인다. 로지스틱 맵은 상수  $A$  값에 따라서  $x$  데이터가 변화하지만, 헤논 맵은 식 (7)과

같이  $y$  값은 이전  $x$  데이터에 따라 설정되고, 그에 따라  $x$  값은 이전  $x, y$  데이터에 따라 설정된다.

$$\begin{aligned} (x, y) &\in R^2 \\ x_{n+1} &= y_n + 1 - a \cdot x_n^2 \\ y_{n+1} &= b \cdot x_n \end{aligned} \quad (7)$$

여기서 초기 값은 각각  $x_0 = 0.0239, y_0 = 0.0239$ , 파라미터 값은  $a = 1.4, b = 0.3$ 으로 임의로 정하여 사용하였으며 그림 3은 파라미터 설정에 따른  $x, y$  값의 변화를 가시화한 결과이다.

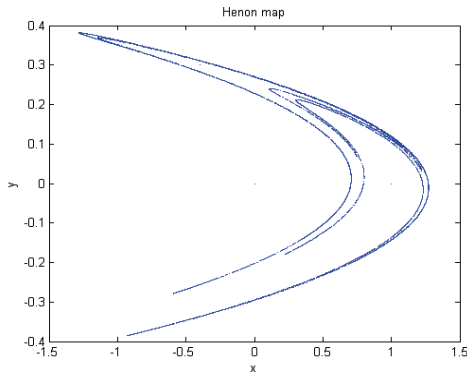


그림 3 헨논 맵을 활용한  $x, y$  값의 변화  
Fig. 3 Variation of  $x, y$  values using Henon map

그림 3과 같이 헨논 맵을 활용하여 설정한 값은  $-1.5 \leq x \leq 1.5, -0.4 \leq y \leq 0.4$ 의 범위에 존재하므로 임계치에 활용하기 위해서 0 이상의 값만 추출하여 사용하였다. 또한 추출한 값들 중에서  $x$  데이터만을 임계치에 적용하여 R-피크 시계열 데이터 생성에 활용하였다.

### 2.3.3 임계치 설정에 따른 성능 비교 및 검증

임계치 설정 방법에 따른 IPFM 모델의 성능을 비교하기 위하여 앞에서 언급한 5명의 피실험자들의 데이터를 활용하였다[9]. 각각 정신적 안정 상태와 스트레스 상태일 때의 심전도 데이터의 주파수 영역에서의 심박변이도를 이용하여 HF 영역과 LF 영역의 파워를 구하여 계산한 LF/HF 비율에 따른  $C_s$ 와  $C_p$  파라미터

표 3 5명의 피실험자들의  $C_s$  및  $C_p$  추정파라미터 값  
Table 3 Estimation of  $C_s$  and  $C_p$  values by 5 subjects

피실험자	정신적 안정 상태		정신적 스트레스 상태	
	$C_s$	$C_p$	$C_s$	$C_p$
A	0.50	0.40	0.25	0.65
B	0.80	0.20	0.30	0.60
C	0.80	0.20	0.50	0.50
D	0.60	0.40	0.15	0.80
E	0.50	0.45	0.10	0.90

터 값을 구하였다(표 3)[5].

실제로 측정된 데이터를 통해 획득한  $C_s$ 와  $C_p$  파라미터 값을 개선된 IPFM 모델에 설정하고자 하였으며,  $\hat{S}$ 의 기본 주파수인  $\omega_s$ 와  $\hat{P}$ 의 기본 주파수인  $\omega_p$ 는 식 (8)과 같이 정의하였다[3].

$$\begin{aligned} \omega_s &= 2 \cdot \pi \cdot 0.025 \\ \omega_p &= 2 \cdot \pi \cdot 0.344 \end{aligned} \quad (8)$$

즉, 심박 발진기  $\hat{X}$ 에 획득한  $C_s$ 와  $C_p$  파라미터 값을 설정하여 임계치 설정에 따라 R-피크 시계열 데이터를 생성하였다. 또한 이를 주파수 영역의 심박변이도로 변환하여 HF 영역과 LF 영역의 파워를 구해 LF/HF 비율을 계산하였으며 그 결과를 실제 데이터를 활용하여 구한 LF/HF 비율과 비교하기 위하여 표 4에 나타내었다. 표 4에서 사례 1은 실제로 측정된 데이터를 활용한 LF/HF 비율이며, 사례 2, 3, 4는 각각 고정, 로지스틱 맵, 헨논 맵을 임계치로 설정한 IPFM 모델을 활용한 결과의 LF/HF 비율로 정의하였다.

표 4 임계치 설정에 따른 LF/HF 비율  
Table 4 The value of LF/HF as setting threshold value

	피실험자	실제	고정	로지스틱	헨논
A	안정 상태	1.238	1.259	1.291	2.644
	스트레스 상태	2.828	2.803	2.704	2.321
B	안정 상태	0.561	0.531	0.548	2.313
	스트레스 상태	2.280	2.364	2.228	2.272
C	안정 상태	0.556	0.531	0.548	2.313
	스트레스 상태	1.483	1.472	1.464	2.502
D	안정 상태	1.119	1.131	1.147	2.215
	스트레스 상태	3.283	3.249	3.143	3.325
E	안정 상태	1.354	1.370	1.387	2.571
	스트레스 상태	3.681	3.966	3.678	2.669

표 4에서 나타낸 것과 같이 실제로 측정된 데이터를 활용하여 계산한 LF/HF 비율 값과는 고정 임계치를 활용한 결과가 가장 비슷하였으며, 로지스틱 맵을 활용한 결과, 헨논 맵을 활용한 결과를 순으로 유사한 양상을 보였다.

이를 수치적으로 평가하기 위하여 가설검정 평가하고자 하였다. 일반적으로 가설검정은 표본을 추출하여 얻은 표본통계량으로 모집단의 모수에 대한 새로운 예상과 가설 등이 옳다고 판단할 수 있는지를 평가하는 것을 말하며, 크게 평균에 대한 가설검정과 분산에 대한 가설검정으로 분류된다. 평균에 대한 가설검정 중 쌍체비교 방법은 일정한 표본을 대상으로 특정한 사건을 전후로 두 번 측정하여 얻은 값들 간에 유의한 차이가 있는지를 검정하는 분석 방법이다[12].

가설검정을 하기 위한 절차로는 먼저 모집단에 대한 정보를 귀무가설로 설정하고 귀무가설이 옳다는 전제를 하며, 그 여집합을 연구가설로 설정하고 유의수준  $\alpha$ 를 결정한다. 여기서 유의수준  $\alpha$ 는 표본으로부터 구한 통계량 값이 귀무가설이 옳다는 전제

하에서 어느 정도로 얻기 힘든 극단적인 값인가를 나타내는 확률 수준이다. 즉, 귀무가설이 옳음에도 귀무가설을 기각하고 연구가설을 채택할 수 있는 확률을 의미한다. 따라서 유의수준  $\alpha$ 가 작을수록 엄격한 기준으로 연구가설을 채택하는 것을 나타낸다.

본 연구에서는 두 가지의 검증이 필요하다. 첫째는 실제 측정된 데이터의 스트레스 상태 유무를 검증이고, 둘째는 실제 측정 데이터와 각 구현된 모델 사이의 유사도를 평가이다. 또한, 표본 샘플 데이터가 10개 미만일 경우 반드시 비모수 방법을 채택해서 검증해야 한다.

첫 번째 검증의 실제 측정된 데이터의 정신적 안정 상태와 스트레스를 평가하기 위해서 다음과 같은 가설을 설정하였다.

- $H_0$ : 스트레스 전과 후의 크기가 같다.
- $H_1$ : 스트레스 전과 후의 크기가 같지 않다.

여기서 사용한 비모수적 방법은 Wilcoxon Signed Rank 검증 방법으로 유의수준  $\alpha$ 는 0.05로 설정하였다. 결과는  $p=0.043 < 0.05$ 으로 귀무가설을 기각한다[13]. 즉, 귀무가설이 기각되므로 스트레스 전과 후의 크기가 같다고 할 수 없다.

두 번째 검증은 실제 측정된 데이터와 구현된 모델들 간의 유사도를 평가하기 위해서 독립된 네 군의 크기를 비교하고 사후 분석을 실시하였다. 또한, 안정 상태와 스트레스 상태를 따로 분리하고 검증 결과를 나중에 종합적으로 평가한다. 독립된 네 군의 크기 비교 가설은 다음과 같다.

- $H_0$ : 네 군의 크기가 같다.
- $H_1$ : 네 군의 크기가 모두 같지 않다.

여기서 사용한 비모수적 방법은 Kruskai-Wallis 검증방법이고 유의수준  $\alpha$ 는 0.05로 설정하였다[13]. 정신적 안정 상태와 스트레스 상태에 대한 두 번의 검증 결과는 표 5와 같다.

**표 5** Kruskai-Wallis 검증 결과  
**Table 5** A result of Krudakai-Wallis test

	안정 상태 비교	스트레스 상태 비교
유의수준	0.012	0.927

안정 상태의 유의수준  $p=0.012 < 0.05$ 이므로 네 군의 중에 크기가 다른 군이 존재한다. 그리고 스트레스 상태에서는  $p=0.927 > 0.05$ 이므로 네 군의 크기가 다 같다고 해석할 수 있다.

위 결과에서 실제 데이터와 각 모델의 차이를 보기 위한 사후 검증을 실시해야 된다. 실제 데이터는 대조군으로 세 개의 모델을 비교해야하므로 Bonferroni 방법에 따라 유의수준을  $5\%/3=1.7\%$ 로 설정하였다[13]. 즉, 각각의 대조군과 모델 비교 가설은 다음과 같다.

- $H_0$ : 두 군의 크기가 같다.
- $H_1$ : 두 군의 크기가 모두 같지 않다.

여기서 사용한 비모수 방법은 Mann-Whitney 검증이고 결과는 표 6과 같다.

**표 6** Mann-Whitney 사후검증 결과  
**Table 6** A result of Mann-Whitney test

	유의수준 $p$	
	안정 상태	스트레스 상태
실제와 고정 모델 비교	1	1
실제와 로지스틱 모델 비교	1	0.69
실제와 헤논 모델 비교	0.008	0.841

사후검증의 결과는 안정 상태에서 실제 데이터와 헤논 모델의 크기는 다르다고 할 수 있고 ( $p=0.017 > 0.008$ ), 나머지 결과는 대조군과 비교에서 크기가 다르다고 해석할 수 있다 ( $p < 0.017$ ).

### 3. 결 론

본 연구에서는 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으로 적용시킨 가상 심장박동 발진 시스템인 IPFM 모델의 성능을 비교하고자 하였다. 먼저 고조파 수에 따른 IPFM 모델의 성능을 비교하여 SDRR 값을 도출하여 개선하여 고조파 2개를 사용한 IPFM 모델의 성능이 더 좋다는 것을 확인하였다. 또한 임계치에 따른 IPFM 모델의 성능을 비교하기 위하여 고정 임계치, 로지스틱 맵을 활용한 임계치, 헤논 맵을 활용한 임계치를 서로 비교하여 그 성능을 검증하고자 하였다. 기존의 연구를 통하여  $C_s$ 와  $C_p$  파라미터 값을 획득하고 이를 IPFM 모델에 활용하여 LF/HF 비율을 계산하였다. 각각의 LF/HF 비율을 검증하기 위하여 실제로 측정하여 획득한 데이터의 LF/HF 비율을 구하였다.

실제 측정된 심전도 신호에서 스트레스 전과 후의 차이를 보기 위해서 비모수 방법인 Wilcoxon signed rank 검증을 통하여 LF/HF 비율의 스트레스 차이가 있음을 확인하였다. 그리고 실제 신호와 제시한 모델들 사이의 유사도를 평가하기 위해서 비모수 방법의 Kruskai-Wallis 검증과 Mann-whitney 검증을 통하여 평가하였다. 사후검증 결과에서 헤논 모델과 실제 데이터의 안정 상태만 차이가 남을 증명하고 있다. 따라서 PFM 헤논 모델은 심박변이도 해석에 적합하지 않다는 결론을 얻는다. 또한, 실제 데이터와 가장 적합한 모델은 유의수준이 안정, 스트레스 상태가 1로 나타난 고정모델이라고 할 수 있다. 따라서 비모수적 방법으로 평가된 결과이지만 고정모델이 IPFM 모델로써 가장 실제와 유사하다고 할 수 있으며 추후 심박변이도 해석 지표로써 활용이 가능할 것으로 사료된다.

### 감사의 글

이 논문은 2016년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2016R1A2B4016231).

References

[1] Marek Malik, "Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use," *European Heart Journal*, Vol. 17, pp. 354-381, 1996.

[2] Jieun Lee, Jung K. Kim, Amy Wachholtz, "The benefit of heart rate variability biofeedback and relaxation training in reducing trait anxiety," *The Korean Journal of Health Psychology*, Vol. 20, No. 2, pp. 391-405, 2015.

[3] Ahsan Habib Khandoker, Chandan Karmakar, Michael Brennan, Marimuthu Palaniswami, *Poincare Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis*, Springer, Andreas Voss, 2013.

[4] Sang-Eun Park, Jeong-Hwan Kim, Gyeo-Wun Jeung, Kyeong-Seop Kim, "Assesment of Heart Rate Variability by Integral Pulse Frequency Modulation Model," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 64, No. 5, pp. 799-804, 2015.

[5] Gyeo-Wun Jeung, Jeong-Hwan Kim, Jun-Woo Lee, Kyeong-Seop Kim, "Interpretation of HRV by the Coupled-Oscillating Cardiac Control System," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 65, No. 3, pp. 493-498, 2016.

[6] Markad V. Kamath, Mari A. Watanabe, Adrian R. M. Upton, "Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis," CRC Press, 2013.

[7] Prashanth N Dixit, Kishan K, Ramaswamy C, Raghavendra Babu Y P, Ashoka H G, Vinodini N A, Pratik K Chatterjee, Chandana Bhargavi, "Relative Role of Obesity and Occupational Hazards on Autonomic Modulation," *International Journal of Biomedical Research*, Vol. 3, No. 2, pp. 109-113, 2012.

[8] John Kronenburger, John Sebeson, "Analog and Digital Signal Processing," Thomson Delmar Learning Press, 2008.

[9] Kyeong-Seop Kim, Seung-Won Shin, Jeong-Whan Lee, Heejung Choi, "The Assessment of Dynamic Mental Stress with Wearable Heart Activity Monitoring System," *The Transaction of the Korean Institute of Electrical Engineers*, Vol. 57, No. 6, pp. 1109-1115, 2008.

[10] Gholamreza Attarodi, Nader Jafarnia Dabanloo, Zahra Abbasvandi, Nazanin Hemmati, "A New IPFM Based Model For Artifitial Generating of HRV with Random Input," *International Journal of Computer Science Issues*, Vol. 10, Issue 2, No. 2, March, 2013.

[11] Naser Safdarian, "New Modeling for Generation of Normal and Abnormal Heart Rate Variability Signals," *Biomedical Science and Engineering*, Vol. 7, No. 14, pp. 1122-1143, 2014.

[12] Gerald Keller, *Statistics for Management and Economics*, 7th International Edition, International Thomson, 2005.

[13] Bae Jung-Min, *An Illustrated Guide to Medical Statistics Using SPSS*, Hannarae Publishing Co., 2012.

저 자 소 개



정겨운 (Gyeo-Wun Jeung)

2015년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2017년 동대학원 석사.



김정환 (Jeong-Hwan Kim)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2013년 동대학원 석사. 2013년~현재 동대학원 박사과정 재학 중.



이정환 (Jeong-Whan Lee)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.



김경섭 (Kyeong-Seop Kim)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, Ph.D.(1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.