

# 가상 심장박동 발진기를 활용한 심박변이도 해석

## Interpretation of HRV by the Coupled-Oscillating Cardiac Control System

정겨운\* · 김정환\* · 이준우\* · 김경섭\*

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

**Abstract** - Heart Rate Variability (HRV) represents beat-to-beat fluctuations of R-R intervals in Electrocardiogram (ECG). On of the clinical applications of HRV is to assess the mental-stress state by evaluating its power spectral density distribution. This study aims at finding new discriminative role of the coupled-oscillating coupling constants,  $C_s$  and  $C_p$  in the Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) model. Based on comparing with power spectral density of HRV in terms of the relative ratio of the low and high-frequency power component, we can conclude the fact that the coupling parameters  $C_s$  and  $C_p$  can replace the role of HRV power spectrum interpretation for judging the mental-stress state.

**Key Words** : ECG, Integral pulse frequency modulation (IPFM), HRV, R-peak, Sympathetic nervous system, Parasympathetic nervous system, Stress index

### 1. 서론

심박변이도 (Heart Rate Variability: HRV)는 [1] 연속적인 심장박동의 R-R 간격 변화를 의미하며, 자율신경계의 생리학적 변화를 반영한다. 인체의 자율신경계는 신체의 균형을 유지하는 역할을 하여 인체의 항상성을 유지할 수 있도록 교감신경과 부교감신경의 길항작용을 통하여 유지한다. 즉, 심박변이도는 이러한 자율신경계의 작용에 의한 심박수의 변화에 따라 결정되는데, 평온한 상태에서는 심박의 변화 복잡도가 증가하는 반면에 정신적 스트레스 상태인 경우에는 심박의 복잡도가 감소하는 양상을 보인다. 따라서 심박변이도는 자율신경계를 정량적으로 판단하는 지표뿐만 아니라 정신적 스트레스 진단 지표의 하나로 활용되고 있다 [2]. 심박변이도를 분석하는 방법으로는 크게 시간 영역 해석법과 주파수 영역 해석법으로 구분되는데, 시간 영역에서는 평균 심박수, SDNN (Standard Deviation of N-N Interval), RMSDD (Root Mean Square Differences) 등의 통계적인 파라미터 값들을 추정하고, 주파수 영역에서는 LF (Low Frequency), HF (High Frequency) 대역으로 분류하여 주파수 스펙트럼 및 LF와 HF의 상대적인 비율을 관찰한다 [3].

또한 IPFM 모델을 [4] 이용하여 발생시킨 가상의 심전도 R-피크 시계열 데이터를 생성하여 이를 푸앵카레 산포도 해석과 HRV의 심박변이도의 주파수 성분을 비교하여 정신적 스트레스 유무 상태를 판단하려 하는 연구가 진행되었다 [5]. 이에 따라서

본 연구에서는 IPFM 모델에서 정의한 교감 및 부교감신경 발진기 파라미터인  $C_s$ ,  $C_p$  역할을 보다 더 자세히 규명하고, 이를 HRV 스펙트럼을 해석하는데 새로운 지표로 제시하고자 하였다. 즉, 가상의 R-피크 데이터를 사용하여 교감 신경 및 부교감 신경 활성 파라미터  $C_s$  및  $C_p$ 의 역할을 상세히 분석하고 또한 이의 값들을 평가하여 정신적 스트레스 유무 상태를 판별하는 새로운 HRV 스펙트럼 해석법을 제시하고 하였다.

### 2. 본론

#### 2.1 주파수 영역에서의 심박변이도 해석

주파수 영역에서 심박변이도 해석은 R-R 간격의 시계열 데이터를 주파수 영역으로 변환하여 저주파 및 고주파 대역으로 분류한 후, 주파수 스펙트럼 분포를 관찰한다. 시간영역에서 표현된 데이터를 주파수영역으로 변환하는 과정에서 일반적으로 R-R 간격 시계열 데이터는 그 시간 간격이 균등하지 않기 때문에 디지털 신호처리를 하기 위해서는 Cubic Spline을 [6] 이용하여 등간격 샘플링 데이터로 변환한 후 푸리에 변환을 적용해야 한다. 또한 DC 성분 제거를 위하여 Detrending 기법을 [7] 이용하여 기저선 변동을 제거한 후 Hamming window를 적용하여 주파수 영역에서 스펙트럼 누수현상 (Leakage)을 최소화 하고자 하였다.

그림 1은 주파수영역에서의 심박변이도 영역을 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 구분한 스펙트럼을 보여준다 [8].

정신적 스트레스나 긴장 등으로 인하여 교감신경의 활동이 상승하면 심장박동이 빨라지면서 파형의 변동이 감소하여 그 리듬

† 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 : December 23, 2015; Accepted : February 12, 2016

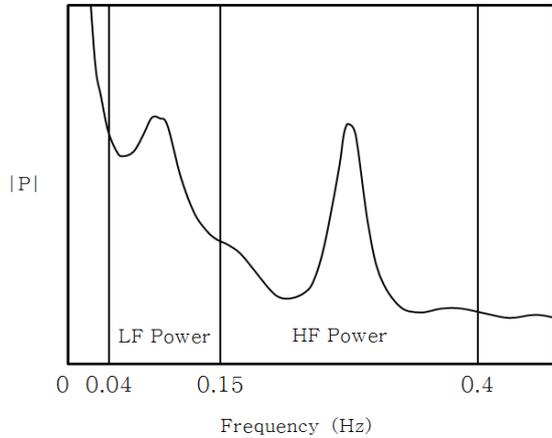


그림 1 심박변이도 스펙트럼에서 LF 및 HF 영역  
Fig. 1 LF and HF region in HRV spectrum

이 일정해지기 때문에 고주파 성분보다는 저주파 성분 대역의 에너지가 증가한다. 따라서 LF 영역의 파워는 교감신경의 활성 정도를 평가하는 지표로 사용된다. 그러나 심리적 안정 또는 휴식 상태일 경우에는 부교감 신경이 활성화 되면서 파형의 변동 폭이 증가하기 때문에 고주파 성분 대역의 에너지가 증가하여 HF 영역의 파워는 부교감신경의 활동을 평가하는 지표로 사용된다.

정신적 스트레스 상태인 경우의 심박의 변화 복잡도는 감소하는 양상을 보여 교감신경의 활동 시 보이는 양상과 같으므로 주파수 영역의 파워를 정신적 스트레스 유무를 판단하는 지표로도 사용된다. 즉, LF 영역의 파워가 우세할 경우 정신적 스트레스 상태이고 HF 영역의 파워가 우세할 경우에는 정신적 안정 상태로 판별할 수 있다. 이를 정량적인 수치로 평가하기 위해 HF 영역의 파워를 LF 영역의 파워로 나눈 값을 Stress Index로 정의하였다. Stress Index를 평가하기 위하여 주파수 영역에서의 데이터를 HF와 LF 영역에 해당하는 값을 각각 적분하여 파워를 구한 후 이를 HF/LF 비율로 환산하여 구분하였다.

실제로 Stress Index를 구하기 위하여 6명의 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 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 설정하였다[9].

표 1은 5명의 피실험자의 정신적 안정 상태와 스트레스 상태 일 때의 심전도 데이터의 주파수 영역에서의 심박변이도를 이용하여 Stress Index 값을 구하였고 이를 그래프로 가시화하였다 (그림 2).

표 1 피실험자의 정신적 상태에 따른 스트레스 지수

Table 1 Stress Index for normal and mental-stress condition

피실험자	A	B	C	D	E
안정 상태의 Stress Index	1.294	1.789	1.948	1.447	1.283
스트레스 상태의 Stress Index	0.824	1.037	0.926	0.805	0.881

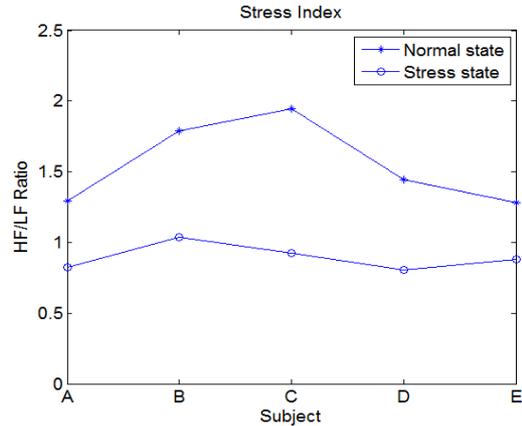


그림 2 피실험자의 정신적 안정 상태와 스트레스 상태의 스트레스 지수 가시화

Fig. 2 Graphic visualization of Stress Index for normal and stress condition

그림 2에서 정신적 안정 상태의 Stress Index는 ‘\*’ 모양의 실선으로 정신적 스트레스 상태의 Stress Index는 ‘o’ 모양의 실선으로 나타내었다. 정신적 안정 상태일 경우 부교감신경이 활성화 되어 HF 영역의 진폭이 대체적으로 크기 때문에 Stress Index 값이 정신적 스트레스 상태일 경우 보다 더 큰 값을 갖게 된다.

### 2.2 IPFM 모델

본 연구에서는 자율신경계의 작용이 심박변이도에 미치는 영향을 이론적으로 설정하기 위해서 IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) 모델을 활용하였으며, 이를 위해서 가상의 R-피크 시계열 데이터를 생성하였다. IPFM 모델은 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으로 적용시킨 가상 심장박동 발전 시스템으로 교감신경 발전기  $S$ 와 부교감신경 발전기  $P$ 의 상호작용으로 심박 발전기  $Y$ 가 제어되는 심박 제어 시스템이다 (그림 3). 기존의 연구에서는[10] 교감신경, 부교감신경 발전기를 4개의 고조파로 구성하여 모델링 하였지만 본 연구에서는 이를 개선하여 2개의 고조파 성분으로 구성된 모델 해석법을 제시하고자 하였다.

그림 3에서  $C_s$ 와  $C_p$ 는 각각 심박 발전기를 조절하는 교감신경 발전기  $S$ 와 부교감신경 발전기  $P$ 의 활성 정도를 나타내는

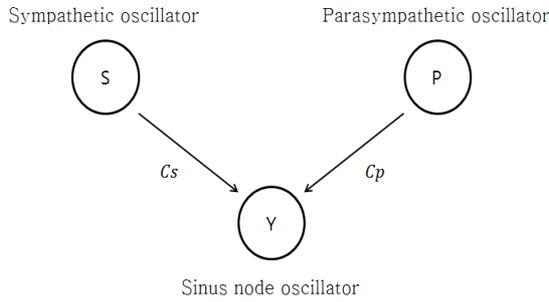


그림 3 자율신경계의 상호작용에 의한 심박 제어 시스템  
 Fig. 3 Coupled oscillators representing the cardiac control system

커플링 변수를 의미한다. 식 (1)은 교감신경 발진기  $S$ 와 부교감신경 발진기  $P$ 를 표현하고 있다.

$$s = \sin(\omega_s t), \quad p = \sin(\omega_p t) \quad (1)$$

여기서  $s$ 는 교감신경,  $p$ 는 부교감신경의 활동 정도를 표현한 것이며,  $\omega_s$ 는  $s$ 의 기본 주파수이고  $\omega_p$ 는  $p$ 의 기본 주파수이다. 최종적으로 심장박동 변화에 영향을 주는 신호  $m(t)$ 는 교감신경 발진기와 부교감신경 발진기에 각각의 커플링 변수를 곱한 신호의 합으로 식 (2)와 같이 표현된다.

$$m(t) = C_s \cdot s(t) + C_p \cdot p(t) \quad (2)$$

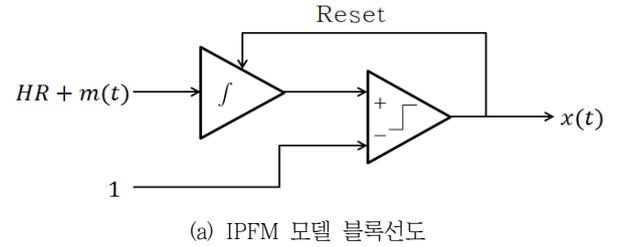
심박 발진기는 커플링 변수  $C_s$ 와  $C_p$  값으로 인한 발진기  $P$ 와  $S$ 의 변화로 조절된다. 즉,  $C_s$ 의 값을 크게,  $C_p$  값을 작게 지정하면 교감신경의 활성 정도가 높아지고, 부교감신경의 활성 정도가 낮아진다는 사실을 의미한다.

IPFM 모델을 활용하여 심박 제어 시스템을 기반으로 한 R-피크 시계열데이터를 생성시키는 과정은 그림 4와 같다.

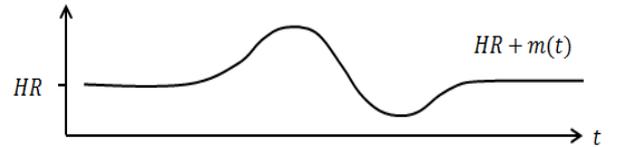
그림 4(a)는 IPFM 모델의 블록선도로 입력 신호를 임계치에 도달할 때까지 적분한 값을 이용하여 데이터를 생성 한다. 즉, 그림 4(b)에 표현된 입력신호는 HR과 심장에 영향을 미치는 자율신경계의 활동을 나타내는 심박 발진기 신호  $m(t)$ 와의 합으로 구성된다. 여기서 HR은 입력 신호가 0일 때, 평균 심장박동수를 나타낸 것으로 이 값을 적분하면 일정한 간격의 R-피크가 생성된다. 그러나  $m(t)$ 가 더해진 입력신호는 그 적분 값을  $y(t)$ 라고 할 때  $y(t)$ 가 특정 임계치에 도달하면 다시 값이 0으로 초기화되는 과정의 간격이 입력신호로 인해 일정하지 않다. 식 (3)은 적분 과정을 수식화한 것이며  $t_k$ 는 임계치를  $k$ 번째 도달했을 때까지의 시간을 나타낸다.

$$1 = \int_{t_k}^{t_{k+1}} (HR + m(t)) dt \quad (3)$$

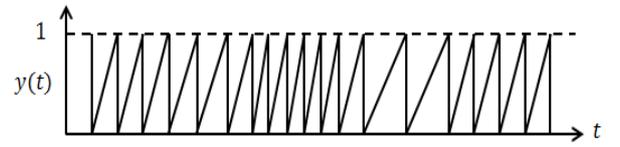
$y(t)$ 가 임계치에 도달했을 때, 식 (4)와 같이 R-피크 시계열 데이터  $x(t)$ 가 임펄스 신호로 발생된다.



(a) IPFM 모델 블록선도



(b) 입력신호



(c) 입력신호의 적분과 초기화



(d) R-피크 시계열 데이터 생성

그림 4 IPFM 모델을 이용한 R-피크 시계열 데이터 생성 과정  
 Fig. 4 Generation of R-peak data by IPFM model

$$x(t) = \sum_{k=1}^N \delta(t - t_k) \quad (4)$$

결과적으로 평균 심장박동수 HR값을 기준으로 입력신호의 크기가 HR 보다 작으면 R-R 간격이 넓어지고, 반대로 HR 보다 크면 R-R 간격이 좁아진다는 사실을 확인할 수 있다.

### 2.3 $C_s, C_p$ 파라미터 설정을 통한 주파수 영역에서의 심박변이도

IPFM 모델에서는  $C_s, C_p$  파라미터 값을 설정하면 그 값에 따라서  $m(t)$  신호가 조절되고, 그에 따라 적분된  $y(t)$ 와 R-피크 데이터의 간격이 달라진다. 일반적으로 심장박동은 자율신경계의 상호작용을 유지로 조절되기 때문에 규칙적이므로 교감신경이 부교감신경보다 심장 활동에 미치는 영향이 더 크다고 간주되기 때문에  $C_s$ 가  $C_p$  보다 더 큰 값으로 설정된다[11]. 그림 5는 다양한  $C_s, C_p$  값의 설정에 따른 심박변이도의 주파수 스펙트럼을 보여준다.

여기서  $HR=1.18$  Hz,  $\omega_s=2\pi \times 0.025$  rad/s,  $\omega_p=2\pi \times 0.344$  rad/s로 설정하였다. 그림 5(a)는  $C_s, C_p$  모두 0.1로 설정하였는데 이

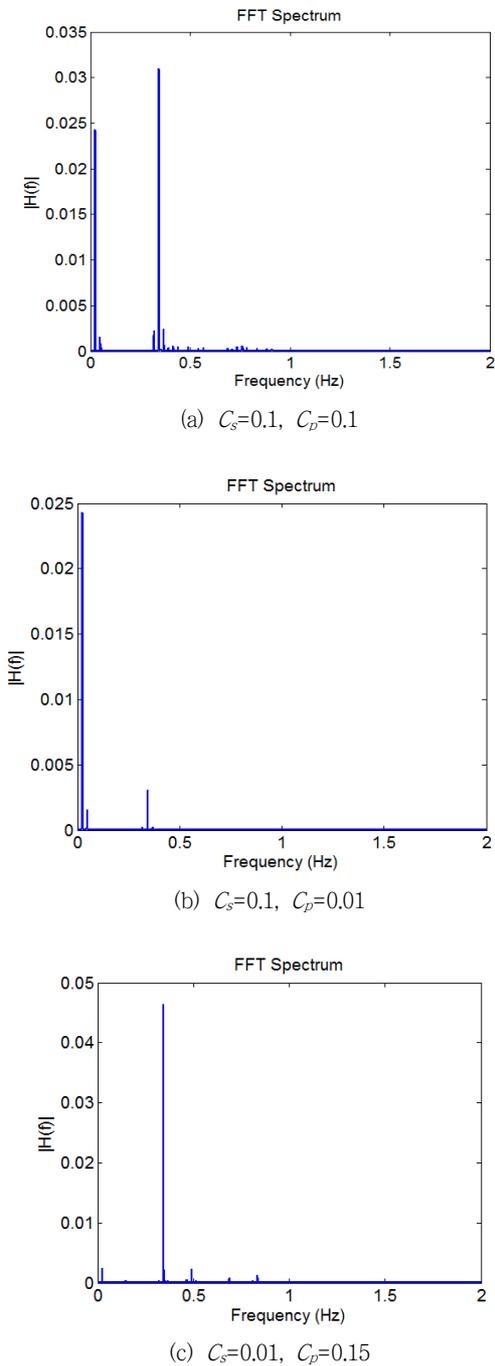


그림 5  $C_s$ ,  $C_p$  설정에 따른 주파수 영역에서의 심박변이도 해석  
 Fig. 5 HRV frequency spectrum analysis in terms of  $C_s$  and  $C_p$

경우 자율신경계의 작용으로 주파수 영역에서 LF, HF 영역 모두에서 파워가 어느 정도 있는 것으로 관찰되었다. 그림 5(b)는  $C_s=0.1$ ,  $C_p=0.01$ 로 부교감신경의 활성 정도가 상당히 작은 것으로 설정되었으며, 주파수 영역의 파워는 그에 따라 LF 파워는 크고 HF 파워는 작게 나타났다. 그림 5(c)는  $C_s=0.01$ ,  $C_p=0.15$ 로

그림 5(b)와는 반대로 교감신경의 활성 정도가 상당히 작은 것으로 설정하여 그 결과를 주파수 영역에서 확인하였다.

결과적으로  $C_s$ ,  $C_p$  값의 설정에 따라 생성한 R-피크 시계열 데이터를 통해 교감신경과 부교감신경의 활성 정도를 주파수 영역에서의 심박변이도로 확인하였다. 즉, 정신적 스트레스 상태에서는 심박의 변화 복잡도가 감소하는 양상을 보이므로 LF 영역의 신호가 많이 포함된다.

#### 2.4 IPFM 모델을 활용한 $C_s$ , $C_p$ 파라미터의 추정

앞에서 언급한 IPFM 모델에서는  $C_s$ ,  $C_p$  파라미터 값들을 설정한 결과로 R-피크 시계열 데이터를 생성한다. 이를 변환한 주파수 영역에서의 심박변이도에서 HF, LF 영역을 계산하여 Stress Index를 구한다. 이와는 대조적으로 Stress Index 값을 이용하여,  $C_s$ ,  $C_p$  값을 추정하기 위하여 IPFM 모델을 활용하여  $C_s$ ,  $C_p$  값을 0부터 1까지 일정한 간격으로 증가시키면서 각각에 해당하는 HF/LF 파워 스펙트럼의 비율을 계산하였다. 일반적으로 교감신경이 활성 상태가 클 경우에는 부교감신경의 활성 상태가 비교적 작아진다. 따라서 표 2에서  $C_s$  값이 클 경우에는  $C_p$  값이 작고,  $C_s$  값이 작을 경우에는  $C_p$  값이 크도록 설정하기 위하여 대각선 방향의 부분만 사용하려 나머지 부분은 충분히 큰 값으로 대체하였다. 그리고 파워 스펙트럼 값이 3 이하로  $C_s$  값이 0.5에서 1,  $C_p$  값이 0에서 0.5 사이일 경우에 존재하기 때문에 대각선 방향을 추출할 때 대각선의 크기만큼 표의 왼쪽 하단으로 치우치도록 구하였다. 또한 표 2 영역을 사등분하였을 때 왼쪽 하단의 영역만 사용하고자 하였다. HF/LF 파워 스펙트럼에서  $C_s$ ,  $C_p$  값을 0부터 1까지 0.05 간격으로 설정하여 구한 파워 스펙트럼 값을 보여준다.

표 1에서 정리한 5명의 피실험자의 정신적 안정 상태와 스트레스 상태일 때의 심전도 데이터의 주파수 영역의 심박변이도와 표 2의 세분화된 파워 스펙트럼 값을 비교하여 각각의  $C_s$ ,  $C_p$  값을 구하려 하였다. 각각의 파워 스펙트럼 값을 넣어서 표에 해당하는 파워 스펙트럼 값과의 오차가 가장 작은 영역에 해당하는  $C_s$ ,  $C_p$  값을 추정한다. 그 결과 표 3은 각 피실험자들의 HF/LF

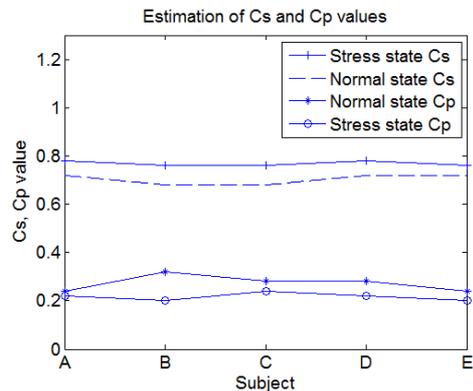


그림 6 5명의 피실험자들에 대한  $C_s$ ,  $C_p$  값 가시화 결과  
 Fig. 6 Graphic visualization of  $C_s$  and  $C_p$

**표 2**  $C_s$ ,  $C_p$  파라미터 설정에 따른 HRV 파워 스펙트럼, HF와 LF 비율

**Table 2** The relative ratio of HF and LF as  $C_s$ ,  $C_p$  vary

$C_s \backslash C_p$	0	0.05	0.1	0.15	0.2	0.25	0.3	0.35	0.4	0.45	0.5
0.5	0.085	0.680	1.307	1.942	2.571	3.171	3.726	4.194	4.601	4.933	5.214
0.55	0.077	0.654	1.257	1.848	2.422	2.952	3.413	3.848	4.204	4.466	4.615
0.6	0.069	0.590	1.121	1.624	2.073	2.448	2.761	2.979	3.146	3.317	3.409
0.65	0.063	0.520	0.970	1.384	1.720	2.024	2.215	2.361	2.453	2.494	2.562
0.7	0.060	0.417	0.758	1.065	1.326	1.554	1.744	1.880	2.005	2.099	2.182
0.75	0.059	0.307	0.539	0.747	0.952	1.135	1.301	1.485	1.628	1.699	1.773
0.8	0.062	0.225	0.381	0.525	0.658	0.779	0.877	0.973	1.080	1.155	1.301
0.85	0.072	0.214	0.357	0.491	0.611	0.728	0.825	0.954	0.987	1.056	1.127
0.9	0.089	0.197	0.306	0.409	0.490	0.552	0.634	0.671	0.777	0.794	0.920
0.95	0.111	0.182	0.247	0.324	0.383	0.432	0.462	0.477	0.512	0.553	0.580
1	0.132	0.192	0.242	0.286	0.328	0.381	0.404	0.473	0.497	0.548	0.574

**표 3** 5명의 피실험자들의 HRV spectrum 비교를 통한  $C_s$  및  $C_p$  값 추정

**Table 3** Estimation of  $C_s$  and  $C_p$  values by evaluating HRV spectrum

Subject		$C_s$	$C_p$
A	Normal	0.72	0.24
	Stress	0.78	0.22
B	Normal	0.68	0.32
	Stress	0.76	0.20
C	Normal	0.68	0.28
	Stress	0.76	0.24
D	Normal	0.72	0.28
	Stress	0.78	0.22
E	Normal	0.72	0.24
	Stress	0.76	0.20

파워 스펙트럼에 해당하는  $C_s$ ,  $C_p$  값을 추정하여 정리한 결과를 보여주고 있으며 그림 6에서 이를 가시화하였다.

그림 6에서 ‘+’ 모양 실선은 정신적 스트레스 상태의  $C_s$ , 점선은 정신적 안정 상태의  $C_s$ , ‘\*’ 모양 실선은 정신적 안정 상태의  $C_p$ , ‘o’ 모양 실선은 정신적 스트레스 상태의  $C_p$ 로 표현하였다.  $C_s$ ,  $C_p$  값을 추정한 결과 정신적 스트레스 상태일 경우에 교감신경이 활성화되어  $C_s$  값이 정신적 안정 상태일 경우에 비하여 더 큰 양상을 보인 반면에  $C_p$  값은 부교감신경이 억제되어 더 작은 값을 나타내는 확인할 수 있었다.

### 3. 결 론

본 연구에서는 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으

로 적용시킨 가상 심장박동 발진 시스템인 IPFM 모델을 활용하여 가상 R-피크 시계열 데이터를 생성하였으며 기존의 연구에서 제시한 방법보다 적은 수의 고조파를 활용하였다. 이를 위하여  $C_s$  및  $C_p$  파라미터 활성화도에 따라서 각각의 값에 해당하는 Stress Index 값을 설정하였다. 이를 이용하여 피실험자 데이터를 주파수 영역에서 해석하여 얻은 LF와 HF 영역의 비율인 Stress Index로  $C_s$ ,  $C_p$  값을 역으로 추정하고자 하였다. 그 결과로 가상 심장박동 발진기 모델을 활용하여  $C_s$  및  $C_p$  파라미터 활성화도에 따라서 심박변이도의 주파수 스펙트럼 성분의 분포도를 확인할 수 있었다. 또한 실제로 임상적 실험을 통하여 정신적 스트레스 유발 전후 과정에서 측정된 심전도를 통하여 실제의 심박변이도 스펙트럼의 분포의 변화를 확인할 수 있었고, 이를 가상 심장박동 발진기 시스템의  $C_s$  및  $C_p$  파라미터 값들을 역 추적한 결과 특히 심박변이도를 활용하여 정신적 스트레스 유무를 판단 하는데 새로운 결정자 파라미터 ( $C_s$  및  $C_p$ )를 활용할 수 있다는 새로운 심박변이도 해석법을 제시하였다.

### 감사의 글

이 논문은 2015년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초 연구사업임. (과제 번호: NRF-2013R1A1A2012393)

### 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] Markad V. Kamath, Mari A. Watanabe, Adrian R. M. Upton, "Heart Rate Variability (HRV) Signal Analysis," CRC Press, 2013.
- [4] Ahsan Habib Khandoker, Chandan Karmakar, Michael Brennan, Andreas Voss, Marimuthu Palaniswami, Poincare Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis, Springer, May 2013.
- [5] 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.
- [6] Richard Shiavi, Introduction to Applied Statistical Signal Analysis: Guide to Biomedical and Electrical Engineering Applications, Elsevier & Academic Press, 2007.
- [7] Mika P. Tarvainen, Perttu O. Ranta-aho, Pasi A. Karjalainen, "An Advanced Detrending Method With Application to HRV Analysis," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 49, No. 2, pp. 172-175, February, 2002.
- [8] Breno Quintella Farah, Wagner Luiz do Prado, Thiago Ricardo dos Santos Tenorio, Raphael Mendes Ritti-Dias, "Heart rate variability and its relationship with central and general obesity in obese normotensive adolescents," Einstein (Sao Paulo), Vol. 11, No. 3, pp. 285-290, 2013.
- [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] R. W. de Boer, J. M. Karemaker, "Spectrum of a series of point events, generated by the integral pulse frequency modulation model," Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 23, pp. 138-142, 1985.

## 저 자 소 개



**정 겨 운 (Gyeo-Wun Jeung)**

2015년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2015년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



**김 정 환 (Jeong-Hwan Kim)**

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



**이 준 우 (Jun-Woo Lee)**

2016년 건국대학교 의학공학부 졸업예정.



**김 경 섭 (Kyeong-Seop Kim)**

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