

# IPFM 모델의 해석을 통한 심박변이도 해석

## Assesment of Heart Rate Variability by Integral Pulse Frequency Modulation Model

박 상 은\* · 김 정 환\* · 정 겨 운\* · 김 경 섭\*

(Sang-Eun Park · Jeong-Hwan Kim · Gyeo-Wun Jeung · Kyeong-Seop Kim)

**Abstract** - This study aims at the new analysis of heart beat fluctuations by applying physiological Heart Rate Variability Model with representing the cardiac control system in sympathetic and parasympathetic-coupling oscillator constants,  $C_s$  and  $C_p$ . To find the effects of coupling constants on the beat-to-beat fluctuations, Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM) model is adopted to generate the time series data of ECG R-peaks and represent them by poincaré scattergram plot in the time domain and HRV in the frequency domain, respectively. The actual poincaré plots and HRV spectrum are also analyzed by acquiring the experimental data from the subjects exposed to the emotional-stress invoking environment and the function of the coupling constants are verified in terms of antagonism in sympathetic and parasympathetic activity.

**Key Words** : ECG, Integral Pulse Frequency Modulation (IPFM), HRV, Poincaré plot, R-Peak

### 1. 서 론

현대인들은 일상생활에서 많은 스트레스에 노출되어 있으며 장기간 지속되는 스트레스는 생리학적으로 심박수 증가, 혈압 상승, 소화기관의 기능 저하, 근 긴장도의 증가를 유발하며 또한 심리학적으로는 감정상태의 변화, 우울, 분노, 정서불안 증상을 야기시킬 수 있다. 정신적 스트레스 상태에 대한 평가는 현대인의 건강 유지에 중요한 인자로 인식되고 있으며, 현재 심장의 활동을 기록한 심전도 신호를 활용하여 심장질환 뿐만 아니라 스트레스 유무 상태를 파악하기 위한 연구들이 진행되고 있다[1].

특히 심전도 신호는 심장 질병을 진단하는데 중요한 결정자 파라미터들을 제공하는데, 예를 들어서 시간영역에서 표현된 심전도 파형 또는 P, Q, R, S, T 지점들의 조합으로 표현된 특징값들을 분석하여, 심장의 불규칙한 리듬 발생을 의미하는 부정맥 또는 심근경색의 진행 여부를 판단하는데 도움이 될 수 있는 파라미터들을 제공한다. 또한 심전도로부터 R-피크들이 발생하는 시간 간격을 주파수영역으로 변환하여 이를 심박변이도 (HRV: Heart Rate Variability)로 해석하여 교감신경계 및 부교감신경계 활성도를 간접적으로 판단할 수 있는 중요한 지표들을 제공한다[2].

정신적 스트레스는 단순히 신경심리학적 문제가 아닌 각종 심뇌혈관질환과의 연관성 및 사망률과도 연관성이 있다고 제시되고 있

으며, 이 중 하나는 자율신경계 활동의 영향으로 해석되고 있다. 자율신경계는 심뇌혈관의 건강뿐만 아니라 여러 가지 질환들에 영향을 줄 수 있기 때문에 자율신경계의 활동에 영향을 받는 심박변이도를 분석하여 자율신경계의 활성 정도를 평가하는 연구가 진행되었다[3].

본 연구에서는 교감신경 및 부교감신경의 영향에 의한 심박변동을 해석한 IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation) 모델을 [4] 이용하여 발생시킨 가상의 심전도 R-피크 시계열 데이터를 시간영역에서 심박변이도를 푸앵카레 산포도 (Poincaré plot)로 해석하고자 하였다. 또한 푸앵카레 산포도와, 주파수영역에서 스펙트럼의 상호 비교를 통해 자율신경계의 작용에 따른 심박변이도에 대한 해석을 새롭게 제시하고자 하였다. 그리고 이를 토대로 하여 정신적 스트레스 환경에 노출된 피험자들로부터 심박변이도를 검출하여 정신적 안정 상태와 스트레스 상태로 구분하여 심박변이도의 변화와 푸앵카레 산포도의 변화의 상호 연관성을 입증하고자 하였다.

### 2. 본 론

#### 2.1 심박변이도

심박변이도는 심장박동의 주기가 변화하는 정도를 의미한다. 자율신경계는 신체의 균형을 유지하는 역할을 하여 인체의 항상성을 유지할 수 있도록 관여하는데 교감신경과 부교감신경이 서로 길항작용을 통하여 유지한다. 심장 역시 심장박동을 위한 길항작용을 수행하기 때문에 결과적으로 심박변이도는 자율신경계

† 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 : March 22, 2015; Accepted : April 14, 2015

의 작용에 대한 정량적 지표로서 사용될 수 있다. 따라서 심박변이도의 시간 및 주파수 영역에서 해석을 통하여 심장박동의 주기 변화를 추정하여 정신적 스트레스 유무 상태 등을 평가하는데 활용된다[1].

### 2.1.1 시간 영역에서의 심박변이도 해석

시간 영역에서 심박변이도의 해석을 하는 대표적인 방법은 푸앵카레 산포도를 [5] 이용하는 것이다. 푸앵카레 산포도는 심전도 R-R 간격을 표시하는 시계열 데이터  $x(t)$ 를 시간변이에 따라 산포도 상에 나타낸 것으로, 그림 1과 같이 한 축의 인덱스  $x(t)$ 를 기준으로 다른 축의 인덱스는 기준 시간에서 지연된  $x(t+1)$ 로 설정하고 데이터를 매핑하여 분포도를 분석하는 방법이다. 푸앵카레 산포도에서 R-R 간격의 변동이 클수록  $y=x$  직선 (line of identity)을 기준으로 하여 원거리 지점에 데이터들이 분포되며, 타원 형태의 특성값으로 변화량을 평가하는데, 예를 들면 타원의 장축과 단축의 길이 또는 면적 등으로 표현한다. 일반적으로 심전도 신호의 R-R 간격의 변화가 클수록 산포도의 타원형 면적이 증가하는 특징을 보인다. 타원형 면적이 크게 분포된 산포도는 심박변이도의 변화가 크다는 사실을 의미하는데, 이를 정량적으로 평가하기 위해서 SDNN (R-R 간격의 전체 표준편차), NN50 (시간 차이가 50 ms 이상인 연속된 R-R 간격의 개수) 등의 통계적인 파라미터 값들을 계산하고, 이를 통해 결정자 파라미터를 도출하여 시간변이에 따른 심장박동의 변화를 정량적으로 평가한다[6].

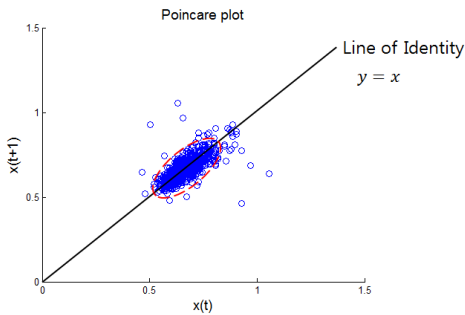


그림 1 푸앵카레 산포도  
Fig. 1 Elliptic features in poincaré scattergram plot

### 2.1.2 주파수영역에서의 심박변이도 해석

주파수 영역에서의 심박변이도로 해석하기 위해서 R-R 간격의 시계열 데이터를 주파수 영역으로 변환하여 저주파 및 고주파 대역으로 분류하여 주파수 스펙트럼 분포를 관찰한다. 그림 2는 시간영역에서 표현된 데이터를 주파수영역으로 변환하는 과정을 보여준다. 일반적으로 R-R 간격 시계열 데이터는 그 시간 간격이 균등하지 않기 때문에 3차 보간법 (cubic spline)을 이용하여 등시간 샘플링 데이터로 변환한 후 푸리에 변환을 적용해야 한다. 또한 DC 성분 제거를 위

하여 FIR 필터를 이용하여 기저선 변동을 제거한 후 주파수 영역에서 스펙트럼의 왜곡 해석을 최소로 하고자 하였다.

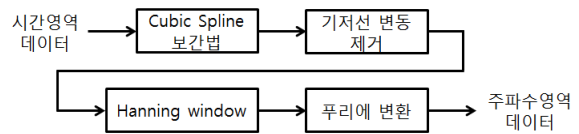


그림 2 주파수영역 해석을 위한 데이터의 변환 과정  
Fig. 2 Transformation of R-R time-series data into the frequency domain

심박변이도 해석을 위하여 주파수 영역은 각각 VLF (Very Low Frequency: 0~0.04Hz), LF (Low Frequency: 0.04~0.15Hz), HF (High Frequency: 0.18~0.4Hz) 대역으로 구분하였다. 이 중에서 LF 영역의 파워는 교감신경과 부교감신경의 활동을 동시에 반영하는데, 특히 정신적 스트레스나 긴장 등으로 인하여 교감신경의 활동이 상승하면 심장박동이 빨라지면서 그 리듬이 일정해지기 때문에 고주파 성분보다는 저주파 성분 대역의 에너지가 증가한다. 결과적으로 LF 영역의 파워는 교감신경의 활성 정도를 평가하는 지표로 사용되는 반면에 심리적 안정 또는 휴식 상태일 경우 부교감 신경이 활성화 되면서 심박의 변동폭이 증가하기 때문에 HF 영역의 파워는 부교감신경의 활동을 평가하는 지표로 사용된다[7].

## 2.2 IPFM 모델을 통한 심박변이도 해석

### 2.2.1 IPFM 모델

본 연구에서는 자율신경계의 작용이 심박변이도에 미치는 영향을 이론적으로 설정하기 위해서 IPFM 모델을 활용하였는데, 이를 위해서 가상의 R-피크 시계열 데이터를 생성하였다. IPFM 모델은 교감신경과 부교감신경의 상호작용을 수학적으로 적용시킨 가상 심장박동 발진 시스템인데 교감신경 발진기  $S$ 와 부교감신경 발진기  $P$ 의 상호작용으로 심박 발진기  $Y$ 가 제어되는 심박 제어 시스템을 표현 한다 (그림 3)[8].

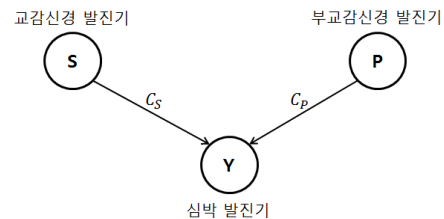


그림 3 자율신경계의 상호작용에 의한 심박 제어 시스템  
Fig. 3 Coupled oscillators for the cardiac control system

그림 3에서  $C_s$ 와  $C_p$ 는 각각 교감신경과 부교감신경의 활성

정도를 나타내는 커플링 변수를 의미하며 식 1은 교감신경 발진기 S와 부교감신경 발진기 P의 작용을 표현하고 있다.

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

여기서  $s$ 는 교감신경,  $p$ 는 부교감신경의 영향을 받아 변동된 심박 신호 성분을 의미한다. 또한  $\omega_s$ 는  $s$ 의 기본 주파수이고  $\omega_p$ 는  $p$ 의 기본 주파수로, 평균 심장박동 주파수인  $HR$ 보다 작아야 하며 설정할 수 있는 범위는 식 2와 같이 표현된다. 최종적으로 심장박동 변화에 영향을 주는 신호  $m(t)$ 는 교감신경 발진기와 부교감신경 발진기의 작용의 합으로 식 3과 같이 표현되는데, 커플링 변수  $C_s$ 와  $C_p$  값으로 발진기  $P$ 와  $S$ 가 심박 발진기  $Y$ 에 작용하는 정도를 나타낸다. 즉,  $C_s$ 의 값을 크게, 그리고  $C_p$  값을 작게 지정하면 교감신경의 활성 정도가 높아지고, 부교감신경의 활성 정도가 낮아진다는 사실을 의미한다.

$$HR \gg \frac{\omega_p}{2\pi} > \frac{\omega_s}{2\pi} \quad (2)$$

$$m(t) = C_s \cdot s(t) + C_p \cdot p(t) \quad (3)$$

IPFM 모델을 활용하면, 심박 제어 시스템을 기반으로 한 R-피크 시계열데이터를 생성시킬 수 있는데, 즉 R-피크는 입력신호를 적분한 값이 특정 임계치에 도달할 때 발생되며 이 과정을 블록선도로 표현하면 그림 4와 같다.

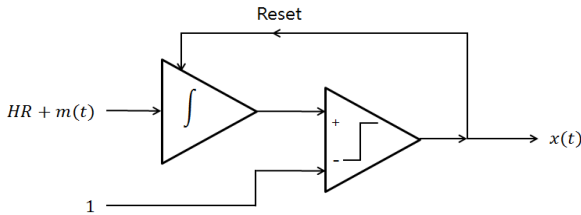


그림 4 IPFM 모델을 사용한 심전도 R-피크 발생 과정  
 Fig. 4 Generation of ECG R-peaks by IPFM modeling

IPFM 모델의 입력신호는 평균 심장박동 주파수  $HR$ 과 심장에 영향을 미치는 자율신경계의 활동을 나타내는 신호  $m(t)$ 와의 합으로 구성된다. 즉 입력신호의 적분 값을  $y(t)$ 라고 할 때,  $y(t)$ 가 특정 임계치에 도달한 순간 R-피크가 발생되고, 동시에  $y(t)$  값은 0으로 초기화되는 과정을 반복하여 R-피크 시계열 데이터를 생성한다. 그림 5는 R-피크 시계열 데이터가 발생하는 과정을 순차적으로 보여준다. 그림 5 (a)에서 1 Hz의 임계치를 갖는 입력신호가 존재한다고 가정하면, 적분 과정을 거쳐 계산된 값이 임계치에 도달할 때마다 가상의 R-피크를 생성하고, 결국  $N$ 개의 R-피크 시계열 데이터가 생성된다. 이러한 연산 과정을 통하여 얻은 R-피크 값들은 그림 5 (c)와 같이 임펄스 신호로 표현된다.

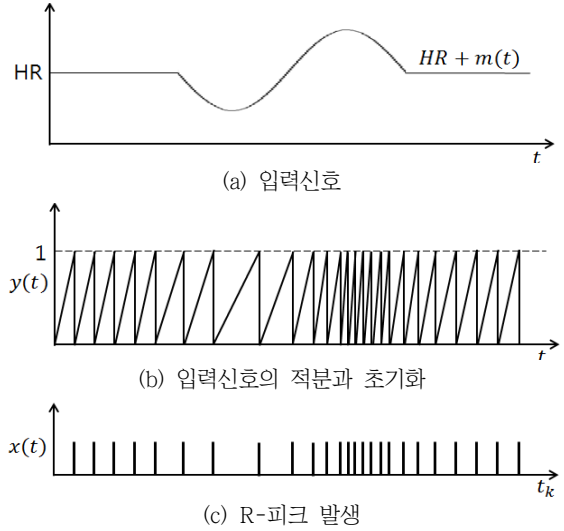


그림 5 IPFM 모델을 이용한 R-피크 시계열 데이터 생성 과정 설명

Fig. 5 Occurrence of R-peak time-series data by IPFM model in a sequential order

여기서 R-피크의 발생 시간을  $t_k$ 라 하면

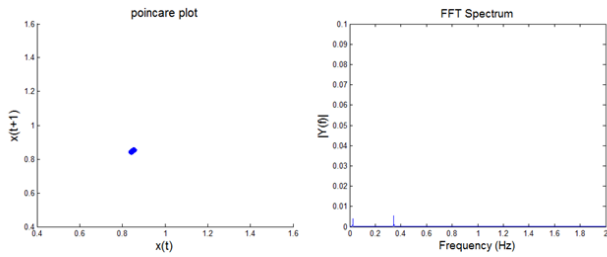
$$1 = \int_{t_k}^{t_{k+1}} (HR + m(t)) dt \quad (4)$$

$$x(t) = \sum_{k=1}^N \delta(t - t_k) \quad (5)$$

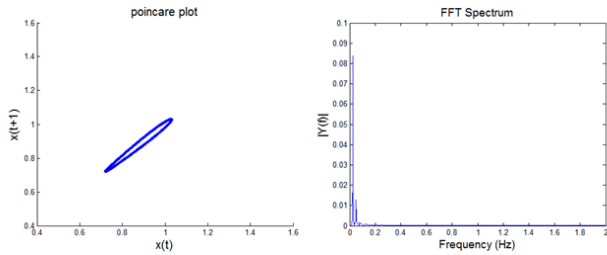
결과적으로 그림 5 (c)에 근거하여, 평균 심장박동수  $HR$ 값을 기준으로 입력신호의 크기가 이보다 작으면 R-R 간격이 넓어지고, 반대로 이보다 크면 R-R 간격이 좁아진다는 사실을 확인할 수 있다.

### 2.2.2 $C_s, C_p$ 파라미터 설정에 따른 심박변이도 해석

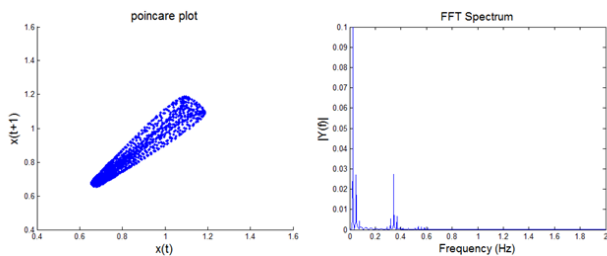
자율신경계의 상호작용의 유지를 통하여 심장박동이 규칙적으로 유지되는데, 만약에 부교감신경의 작용이 교감신경보다 더 활성화되면 심장이 불규칙하게 박동하기 때문에 부교감신경보다 교감신경이 심장의 활동에 미치는 영향이 더 크다고 간주된다. 일반적으로 교감신경계의 활동이 항상 부교감신경계의 활동보다 더 활발히 이루어지기 때문에  $C_s$ 가  $C_p$ 보다 더 큰 값으로 설정된다[8]. 그림 6은  $C_s$ 와  $C_p$  값을 조절하면서 발생시킨 다양한 R-피크 시계열 데이터를 푸앵카레 산포도로 나타내고, 또한 심박변이도의 주파수 성분을 보여주고 있다.



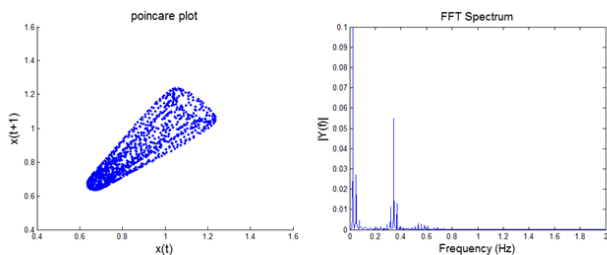
(a)  $C_s = 0.01, C_p = 0.01$



(b)  $C_s = 0.21, C_p = 0$



(c)  $C_s = 0.3, C_p = 0.05$



(d)  $C_s = 0.3, C_p = 0.1$

그림 6  $C_s, C_p$  파라미터의 값에 따른 푸앵카레 산포도와 심박변이도의 주파수 스펙트럼

Fig. 6 Poincaré plot and its HRV frequency spectrum with varying  $C_s$  and  $C_p$

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 6의 (a)는  $C_s, C_p$  모두 상당히 작은 값으로 설정하였는데 ( $C_s=0.01, C_p=0.01$ ), 이 경우 자율신경계

의 작용이 거의 활성화 되지 않았다고 간주된다. 즉, 심박변이가 거의 발생하지 않아서 푸앵카레 산포도 상에서 표현된 데이터 영역이 매우 협소한 범위에 집중되어서 분포되고, 주파수 영역에서는 LF, HF 영역 모두에서 파워가 상당히 작게 추정된다.

그림 6의 (b)는 부교감신경을 차단시킨 경우를 의미하며, 푸앵카레 산포도 상에서  $x(t)=x(t+1)$  축과 나란한 방향으로 넓게 분포하지만 수직방향으로는 비교적  $x(t)=x(t+1)$  축의 주변에 집중되어 분포하는 모습을 볼 수가 있다. 또한 주파수 스펙트럼 상에서는 LF 영역의 진폭은 크고 HF 영역의 주파수 성분은 거의 나타나지 않는다.

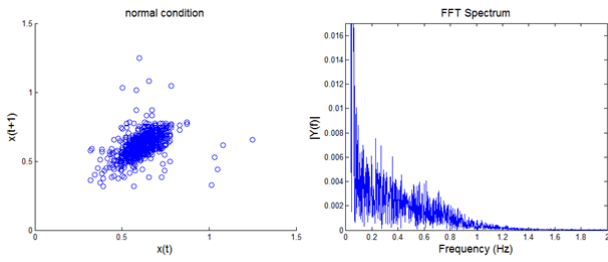
그림 6의 (c)와 (d)는  $C_s$  값은 0.3으로 동일하고,  $C_p$  값만 다르기 때문에 이를 비교하면 부교감신경의 활성화 정도에 따른 산포도 분포의 변화를 알 수 있다. 즉,  $C_p$  값이 커질수록 푸앵카레 산포도에서  $x(t)=x(t+1)$  축과 수직 방향으로 더 넓은 범위에 걸쳐 분포하고, 주파수 영역에서는 HF 영역의 진폭이 더 크다는 사실을 확인할 수 있다.

결론적으로, IPFM 모델을 통하여 생성한 R-피크 시계열을 통해 교감신경과 부교감신경의 활성화 정도에 따른 푸앵카레 산포도와 주파수 스펙트럼의 변화를 이론적으로 확인할 수 있었다. 즉, 스트레스 상황에서는 심박변이도가 낮기 때문에 푸앵카레 산포도 상의 포인트들이 비교적 특정 부근에 집중될 것이고, 주파수 스펙트럼은 HF 영역의 신호가 많이 포함되어 있다고 가정할 수 있다.

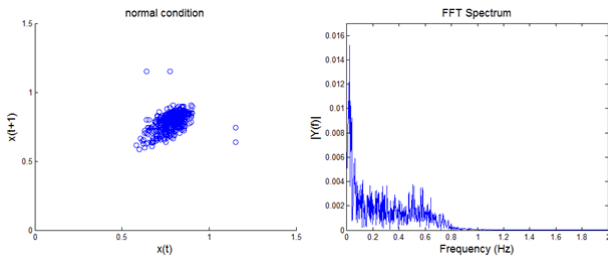
### 2.3 $C_s, C_p$ 값과 정신적 스트레스 유무와 연관된 심박변이도 해석

IPFM 모델을 이용하여 얻은 이론을 기반으로 임상 데이터의 심박변이도를 해석하여 정신적 스트레스 유무 상태를 평가하기 위해 8명의 건강한 건국대학교 간호학과 학생(25±1세, 전원 여성)이며, 실험 참가자들의 흡연자 여부 또는 하루의 카페인 평균 섭취량에 대한 정보는 수집되지 않았음)들을 대상으로 휴식 및 안정 상태와 스트레스 및 긴장 상태일 경우 각각 심전도 데이터를 각각 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 피험자에 대하여 시험을 치르기 1 주일 전에 측정된 데이터를 ‘정신적 휴식 상태’ 실험 프로토콜로 설정하였고, 이로부터 1 주일 후 시험을 치르기 바로 직전에 측정되었던 데이터를 ‘정신적 스트레스 상태’ 실험 프로토콜로 설정하였다.

그림 7과 그림 8은 8명의 피실험자 A~H 중에서 A와 G에 의 심전도 데이터를 활용하여 R-R 간격을 검출한 다음에 이를 각각 푸앵카레 산포도와 심박변이도로 가시화하였다. 그림 7은 휴식 상태일 때 측정된 데이터를, 그림 8은 스트레스 상태에서 측정된 데이터를 의미하는데, 심리적 상태에 따른 심박변이도의 푸앵카레 산포도와 주파수 스펙트



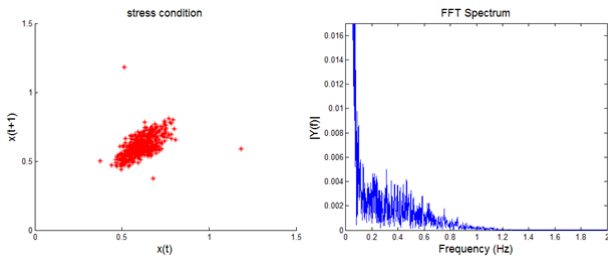
(a) 피실험자 A (휴식상태)



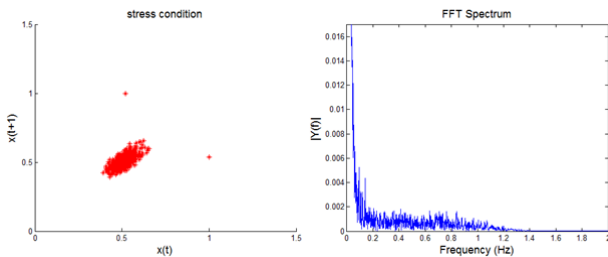
(b) 피실험자 G (휴식상태)

그림 7 피실험자 A와 G의 휴식 상태일 때 심박변이도를 푸앵카레 산포도와 파워 스펙트럼으로 표현한 사례

Fig. 7 Poincaré plot and HRV spectrum for subject A and G in normal emotion state



(a) 피실험자 A (정신적 스트레스 상태)



(b) 피실험자 G (정신적 스트레스 상태)

그림 8 피실험자 A와 G의 정신적 스트레스 상태일 때 심박변이도를 푸앵카레 산포도와 주파수 스펙트럼으로 표현한 사례

Fig. 8 Poincaré plot and HRV spectrum for subject A and G in emotional-stress state

럼의 차이를 확인할 수 있다.

푸앵카레 산포도를 비교해보면 피실험자 A와 G 모두 스트레스 상태일 때 산포도에서 포인트가 특정 영역에 집중되어 분포되어 있음을 확인할 수 있다. 반면에 휴식상태의 경우  $x(t) = x(t+1)$  축의 수평 및 수직 방향으로 비교적 넓게 분산되어 분포하는 사실을 확인할 수 있다. 하지만 휴식상태와 정신적 스트레스 상태일 경우의 스펙트럼 차이는 육안으로 분명하게 드러나지 않는다. 따라서 정량적인 수치를 통해 스펙트럼을 평가하기 위해 파워 스펙트럼에서 LF 영역과 HF 영역을 각각 적분하여  $P_{LF}$ 와  $P_{HF}$ 로 정의하고 그 비율  $P_{HF}/P_{LF} = P_{H/L}$  를 계산하여 각각의 상태를 비교하였다. 휴식 상태와 스트레스 상태일 때의 심전도 데이터의 심박변이도 주파수 스펙트럼을 이용하여 계산한  $P_{H/L}$  값을 표 1에 정리하였으며, 차이를 그림 9와 같이 가시화하였다. 그림 9에서  $x$  축은 8명의 피실험자를,  $y$  축은  $P_{H/L}$  의 미하고, 휴식상태일 경우는 ○ 도형, 스트레스 상태일 경우는 \* 도형으로 나타냈다.

표 1 주파수 성분으로 해석한 심박변이도 비교

Table 1 Ratio of  $P_{LF}$  and  $P_{HF}$

피실험자		A	B	C	D	E	F	G	H
$P_{H/L}$	휴식상태	0.86	2.15	1.50	1.34	1.63	1.30	1.43	1.55
	스트레스상태	0.37	0.06	0.06	0.59	0.76	1.00	0.56	0.75

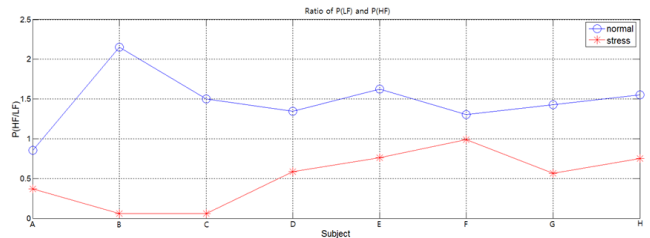


그림 9 8명의 피실험자에 대한  $P_{H/L}$  값의 도시화

Fig. 9 Visualization of  $P_{H/L}$  for eight subjects

이론적으로 휴식 상태일 때에는 부교감신경이 활성화되어 HF 영역의 진폭이 대체적으로 크게 나타나기 때문에  $P_{H/L}$  값이 스트레스 상태일 때보다 휴식 상태일 때 더 큰 값을 가진다. 표 1 과 그림 9에서  $P_{H/L}$  를 비교해보면 8명의 피실험자 모두 스트레스 상태일 때보다 휴식 상태일 때에 측정된 데이터에서 계산한  $P_{H/L}$  값이 작다는 사실을 확인할 수 있다.

### 3. 결 론

본 연구에서는 IPFM 모델의 해석을 통하여 심박변이도를 해석하고자 하였고 이를 위해서  $C_s$  및  $C_p$  파라미터를 설정하여 이

에 따른 푸앵카레 산포도를 해석하는 새로운 방법을 제시하고자 하였다. 즉, 교감신경과 부교감신경의 작용을 반영한 IPFM 모델을 이용하여 다양한 가상의 R-R 피크 시계열 데이터를 발생시켰고, 각각의 데이터에서 R-R 간격을 도출하여 시간 영역과 주파수 영역에서 심박변이도를 해석하는 방법을 제시하였다. 이론적인 해석을 위해서 커플링 변수인  $C_s$ 와  $C_p$  값을 조절함에 따라 푸앵카레 산포도에서의 심박변이도 분포 변화가 뚜렷하게 나타났으며, 주파수 스펙트럼에서 LF 영역과 HF 영역에의 분포의 차이를 구분할 수 있었다. 또한 IPFM 모델을 임상적인 데이터 해석에 적용하기 위하여 심리적 스트레스 상황에서 측정된 심전도 신호를 활용하여 심박변이도를 평가하였는데, 그림 7과 그림 8에서 볼 수 있듯이 휴식 상태에 비해 저주파 신호를 많이 포함하며 푸앵카레 산포도 상에서도 포인트가 집중되어 분포한다는 사실을 확인할 수 있었다.

### 감사의 글

이 논문은 2014년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초 연구사업임. (과제 번호: NRF-2013R1A1A2012393)

### References

- [1] K. S. Kim, S. W. Shin, J. W. Lee, H. J. Choi, "The Assessment of Dynamic Mental Stress with Wearable Heart Activity Monitoring System," The Korea Institute of Electrical Engineering, vol.57, no.6, pp.1109-1115, 2008.
- [2] J. H. Kim, S. E. Park, Y. H. Jo, J. W. Lee, K. S. Kim, "HRV Analysis by Fractional Fourier Transform," Conference on Biomedical and Smartcare System, pp.61-64, 2014.
- [3] S. H. Hong, M. Kong, "Effects of Stress and Psychological Symptoms on Heart Rate Variability," The Korean Society of Stress Medicine, vol.19, no.3, pp.231-236, 2011.
- [4] J. Meteo, P. Laguna, "Improved Heart Rate Variability Signal Analysis from the Beat Occurrence Times According to the IPFM Model," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.47, no.8, pp.985-996, 2000.
- [5] M. Brennan, M. Palaniswami, P. Kamen, "Poincaré Plot Interpretation Using a Physiological Model HRV Based on a Network of Oscillators," Americal Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology, vol.283, no.5, pp.1873-1886, 2002.
- [6] N. Hundewale, "The application of methods of nonlinear dynamics for ECG in Normal Sinus Rhythm," International Journal of Computer Science Issues, vol.9, pp.458-466, 2012.

- [7] A. H. Khandoker, C. Karmakar, M. Brennan, A. Voss, M. Palaniswami, Poincaré Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis, Springer, 2013.
- [8] R. W. de Boer, J. M. Karemaker, J. Strckee, "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



### 박 상 은(Sang-Eun Park)

2013년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2013년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



### 김 정 환(Jeong-Hwan Kim)

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



### 정 겨 운(Gyeo-Wun Jeung)

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



### 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.