

중국 기공 및 쿤달리니 요가 명상이 숙련자의 심박변이율(HRV) 변화에 미치는 영향에 관한 연구

장대근¹ · 장재근² · 박승훈² · 한민수¹

¹한국과학기술원 전기및전자공학과, ²경희대학교 생체의공학과

A Study on the Effects of Chinese Qigong and Kundalini Yoga Meditations on the Heart Rate Variability of Skilled Students

Dae-Geun Jang¹, Jae-Keun Jang², Seung-Hun Park² and Minsoo Hahn¹

¹Department of Electrical Engineering, KAIST, ²Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University
(Received July 19, 2012. Accepted September 6, 2012)

Abstract: In this paper, we have investigated effects of two specific meditations (Chinese qigong meditation and Kundalini yoga meditation) on the heart rate variability (HRV), which is a well-known quantitative measure of autonomic balance, of skilled students. To analyze the effects, the MIT/BIH physionet database was utilized. The database includes RR intervals of eight skilled Chinese qigong meditators (5 women and 3 men; age range 26-35) and four skilled Kundalini yoga meditators (2 women and 2 men; age range 20-52). RR intervals of each subject were measured before and during the meditations. For HRV analysis, we have used typical four HRV parameters - the low frequency to high frequency power ratio (LF/HF ratio), SD2/SD1 ratio, sample entropy, and fractal dimension. The LF/HF ratio was calculated by the autoregressive spectrum and the SD2/SD1 ratio was derived from the Poincarè plot. The sample entropy was computed from the phase space plot and the fractal dimension was estimated by the Higuchi's algorithm. In the experiments, the Wilcoxon signed rank test was employed because we used small datasets and compared HRV parameters before and during the meditations. As a result, we have found increment of the LF/HF and SD2/SD1 ratios in both meditations; whereas the sample entropy is decreased during the meditations. In addition, the fractal dimension is increased during the Chinese qigong meditation; whereas it is decreased during the Kundalini yoga meditation. The results show that the sympathetic nervous system is generally more activated in skilled Chinese qigong and Kundalini yoga meditators, but the activation of the parasympathetic nervous tone is suppressed.

Key words: Heart rate variability, Chinese qigong meditation, Yoga meditation, Autonomic nervous system.

1. 서 론

최근 환경오염의 심화, 새로운 질병의 확산, 고령화 사회의 진입에 따라 건강과 행복 추구에 대한 관심이 지속적으로 증가하고 있다[1]. 통계청의 보고에 따르면 우리나라 국

민들의 가장 중요한 생활관심사는 건강으로 1998년 36.7%에서 2002년 44.9%로 증가하였다[2]. 또한 통계청의 2008년 사회조사 결과를 살펴보면 2006년에 비하여 건강관리(규칙적인 운동, 정기 건강검진 등)의 실천율이 증대되었고, 전반적으로 20세 이상 인구의 흡연율과 음주율이 감소한 것으로 나타났다[3]. 이러한 사회적 변화는 물질문명의 새로운 대안으로서 웰빙(wellbeing) 문화가 확산되고 있음을 반영한다[1].

웰빙 문화의 대표적인 예로 요가, 기공, 단전호흡과 같은 명상 운동이 있다. 명상은 수 천년 전 고대 인도로부터 유래되었으며, 최근 스트레스로 인한 정신·신체 질병의 예방

Corresponding Author : 한민수
한국과학기술원 전기및전자공학과, 대전시 유성구 구성동 373-1
TEL: +82-42-350-5474 / FAX: +82-42-350-6245
E-mail: mshahn@ee.kaist.ac.kr

“본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 육성지원 사업의 연구결과로 수행되었음”(NIPA-2012-(H0301-12-2001)).

과 대체 기법으로서 주목 받고 있다[4]. 특히, 미국 국립보건원(NIH) 산하의 대체의학연구소(OAM)에서 명상에 대한 연구를 본격적으로 시작하면서 새로운 대체의학으로서 명상 운동이 관심 받고 있다. 이러한 명상의 효과는 다양한 선행 연구들로부터 증명되었으며[4-6], 신경증, 심신증, 자율신경 실조증 등을 치료하는 데 효과가 있다고 알려져 있다. 또한 명상은 부교감신경계를 활성화시킴으로써 심리적 안정과 신체적 증상 개선에 도움을 주는 것으로 알려져 있다[4].

상기의 선행 연구 결과들을 바탕으로 본 논문에서는 명상의 생리학적 효과를 보다 객관적으로 비교·분석하고자 하였다. 이를 위하여 자율신경계의 정량적 평가 방법인 심박변이율(HRV; heart rate variability) 분석을 실시하였고, 명상 전과 명상 중의 심박변이율 비교를 통하여 명상의 생리학적 효과를 살펴보았다.

II. 심박변이율(Heart Rate Variability)

1. 심박변이율 정의 및 임상적 의의

심박변이율은 연속한 심박의 변이, 혹은 연속한 RR 간격의 변이를 의미한다[7]. 심장은 신체 내부의 변화와 주위 환경에 대응하여 비교적 규칙적이며 조율성을 가지고 박동하며, 이러한 심장박동 조절에 대해 자율신경계가 관여한다[8]. 일반적으로 심장 박동수에 관여하는 신체조건의 변화로 순환계통의 반사수용체에서의 변화, 자세의 변화, 신경계 또는 호르몬의 조절 등이 있으며, 외부 환경의 변화로는 대기압의 변화, 체감온도의 변화, 돌발적인 위급상황 등이 있다[7]. 따라서 심장 박동수는 내부 및 외부환경의 변화에 대응하여 체내의 항상성을 유지하고자 끊임없이 변동하는 것으로 생각할 수 있다.

심박변이율을 임상적으로 활용하기 위하여 많은 연구들이 수행되었다. 연구 결과에 따르면 심근경색 후 심박변이율의 감소는 심장으로 전달되는 미주신경 활성화저하를 반영하며, 이는 교감신경의 우세 및 심장의 전기적 불안정성을 야기한다[7]. 또한 심근경색 후 생존한 환자의 심박변이율을 분석한 결과 총 전력, 저주파 전력, 고주파 전력이 모두 감소한 것으로 나타났으며[9], 심부전 환자에게서도 심박변이율이

감소하는 것으로 알려져 있다[10]. 이 외에도 규칙적인 운동이 자율신경 균형을 변화시킬 수 있으며, 규칙적인 운동에 의해 부교감신경 활성화도가 증가함으로써 심장의 전기적 안정성이 강화된다는 연구 결과도 발표되었다[11]. 최근에는 기공, 호흡제어 등에 따른 심박변이율의 변화에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 고주파 전력 성분이 증가하는 등의 유의한 결과를 보이는 것으로 나타났다[7].

2. 심박변이율 측정 방법

심박변이율을 측정하기 위해서는 먼저 심전도 장비를 이용하여 일정시간(일반적으로 5분) 동안 심전도를 기록한다[8]. 기록된 심전도 신호에 적절한 R 피크 검출용 신호처리 알고리즘을 적용함으로써 심박변이율 정보를 측정할 수 있다. 일반적으로 피검자의 자세에 따라 자율신경 기능이 변화하고 이러한 자율신경 기능의 변화는 심박변이율의 변화를 초래한다[7]. 따라서 심박변이율을 이용한 평가 결과의 신뢰성과 정확성을 확보하기 위하여 동일한 자세로 심박변이율이 측정되어야 한다. 또한 측정시간이 임상에서 재현성, 반복성을 획득할 수 있을 만큼 충분한 시간인지에 대한 검토가 필요하다. 최근 연구결과에 따르면 15분 이상 안정을 취한 후 측정된 5분 간의 심박변이율 지표는 재현성과 반복성이 우수한 것으로 보고되었다[12].

미국 전기생리학회와 유럽 심장학회의 권장사항에 따르면 주파수 영역 분석을 시행하기 위해서는 최소 250 Hz 이상의 샘플링 주파수(sampling rate)가 확보되어야 한다고 주장하였다[8]. 또한 심전도 신호에 포함되어 있는 기저선 변동 성분(baseline drift)은 심박변이율 분석에서 스펙트럼의 저주파 성분에 영향을 미치므로 기저선 변동 성분을 제거하기 위한 신호처리가 선행되어야 한다. 이 외에도 심박변이율의 응용 분야에 따라 단시간 지표와 장시간 지표를 구분하여 사용하여야 한다[7,8].

3. 심박변이율 분석 방법

심박변이율 분석은 크게 시간영역 분석법(time domain method), 주파수영역 분석법(frequency domain method), 비선형 분석법(nonlinear method)으로 대별된다.

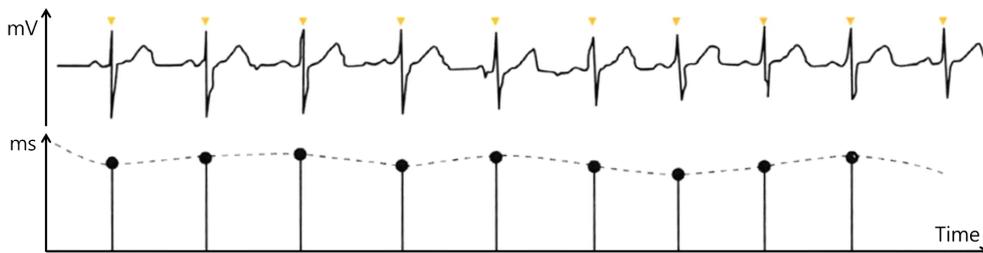


그림 1. 시간영역 분석을 위한 연속 RR 간격 측정법

Fig. 1. A method of measurement of consecutive RR intervals for time domain analysis

시간영역 분석법은 특정 시간 내 특정 시각에서의 심박수, 혹은 연속적인 정상 심전도 사이의 간격을 측정한다(그림 1). 시간영역 분석법은 다시 통계적(statistical) 시간영역 분석법과 기하학적(geometrical) 시간영역 분석법으로 구분된다. 통계적 시간영역 분석법은 연속되는 심박수 또는 RR 간격 신호 자체를 이용하는 것으로서 가장 단순한 심박변이율 분석법이다. 기하학적 시간영역 분석법은 심박수 또는 RR 간격 데이터를 이용하여 히스토그램(histogram)을 생성하고 히스토그램의 분포 형태를 바탕으로 심박변이율을 분석한다. 통계적 시간영역 분석법과 기하학적 시간영역 분석법의 대표적인 분석 지표는 표 1에 나타나 있다.

주파수영역 분석법은 측정 시간에 따라 단기 기록(short-term recordings)과 장기 기록(long-term recordings)으로 구분된다. 단기 기록에서는 3가지 주요 지표가 계산된다: 초저주파 전력(VLF; very low frequency power), 저주파 전력(LF; low frequency power), 고주파 전력(HF; high frequency power). 장기 기록에서는 단기 기록에서 추출되는 3가지 주요 지표에 극저주파 전력(ULF; ultra-very low frequency power)이 더해진다. 단기 기록에서는 초저주파가 ≤ 0.04 Hz, 저주파가 0.04-0.15 Hz, 고주파가 0.15-0.4 Hz의 범위를 가지며, 장기 기록에서는 극저주파(≤ 0.003 Hz)와 초저주파(0.003-0.04 Hz)의 범위만 다르고 나머지 주파수 성분의 범위는 단기 기록과 동일하다. 일반적으로 고주파 전력은 부교감신경계의 활동에 대한 지표로 활용되며, 저주파 전력은 부교감신경계와 교감신경계가 동시에 기여하는 지표로 알려져 있다. 따라서 임상적으로 저주파/고주파 전력 비율(LF/HF ratio)이 교감신경과 부교감신경 활동성의 균형

정도를 평가하는 데 많이 활용된다[8].

주파수영역 분석법은 관심이 있는 시간 범위 내에서 생체 시스템이 선형이고 불변인 것을 전제로 한다[13]. 하지만 심장 활동은 자율신경계의 복잡한 메커니즘에 의해 발생하는 복잡계에 해당하므로 기존의 접근 방식에는 한계가 있다. 비선형 분석법은 기존의 방법들이 내재하고 있는 이러한 문제점을 해결하고자 심장 박동신호를 비선형 신호로 간주한다. 비선형 신호는 초기값에 예민하게 영향을 받고 잡음에 대해 안정적인 특성을 보이며, 비결정론적 계인 잡음과 달리 결정론적 계라는 차이가 있다. 선행 연구들로부터 심박변이율 분석을 위한 다양한 비선형 지표들이 제안되었으며, 각 지표들의 임상적 유용성이 통계적으로 증명되었다[14,15]. 대표적인 비선형 지표들로 푸앵카레 플롯(Poincaré plot), 프랙탈 차원, 상관차원, Lyapunov 지수, Kolmogorov 엔트로피 등이 있다[8].

III. 실험 대상 및 방법

1. 실험 대상

본 논문에서는 명상의 심리적 효과를 평가하기 위하여 2가지 명상 운동(중국 기공(Chinese qigong) 명상과 쿤달리나 요가(Kundalini yoga) 명상을 바탕으로 RR 간격 데이터를 수집한 PhysioNet 데이터베이스를 사용하였다[16]. PhysioNet 데이터베이스는 명상 운동 전과 명상 운동 중의 RR 간격 데이터를 포함하고 있어 본 연구를 진행하는 데 적합한 데이터베이스이다.

PhysioNet 데이터베이스는 총 8명의 중국 기공 명상을

표 1. 통계적/기하학적 시간영역 분석 지표

Table 1. Analysis parameters of statistical and geometrical time domain methods

분석 지표	단위	설명
통계적 시간영역 분석 지표		
SDNN ^a	msec	RR 간격의 표준편차
SDANN ^b	msec	5 분 단위의 평균 RR 간격의 표준 편차
RMSSD ^c	msec	연속하는 RR 간격 차이의 평균평방근 (root-mean-square)
NN50		50 msec 이상의 RR 간격 차이를 갖는 RR 간격 조합
pNN50	%	NN50 을 전체 RR 간격의 개수로 나눈 값
CV ^d	%	100 개 심박의 RR 간격의 표준편차를 평균으로 나눈 값
기하학적 시간영역 분석 지표		
HRV triangular index		전체 RR 간격의 개수를 히스토그램에서 나타난 가장 큰 값 (가장 빈번히 나타난 RR 간격의 개수) 으로 나눈 값
TINN ^e	msec	히스토그램과 히스토그램의 최대점을 포함하는 임의의 삼각형과의 차이가 최소일 때 해당 삼각형의 X 축 좌표 간의 시간 간격

^aSDNN: standard deviation of NN intervals

^bSDANN: standard deviation of the averages of NN intervals

^cRMSSD: root mean square of successive differences

^dCV: coefficient of variation

^eTINN: triangular interpolation of NN interval histogram

수행한 피검자들(남자 3 명, 여자 5 명; 나이 26-35 세; 평균 29 세)을 포함하고 있으며, 이들은 대학원생과 박사후 연구원들로 이루어져 있다. 명상 운동을 수행한 피검자들의 대부분은 1~3개월 전부터 중국 기공 운동을 실시한 숙련자들이었으며 Holter 기록기(Marquette Electronics 8000T Holter System)를 이용하여 명상 전과 명상 중의 RR 간격 데이터를 측정하였다. 피검자들은 약 1시간 정도 중국 기공 운동을 실시하였다.

또한 PhysioNet 데이터베이스는 총 4명의 쿤달리니 요가 명상을 수행한 피검자들(남자 2 명, 여자 2 명; 나이 20-52 세; 평균 33 세)을 포함하고 있다. 쿤달리니 요가 명상 운동에 참가한 피검자들은 책상다리(cross-legged) 자세를 한 상태로 호흡(breathing)과 찬팅(chanting) 운동을 순서대로 실시하였다. 쿤달리니 요가 명상 운동은 약 1시간 정도 실시되었으며, 운동 전 약 15분 동안 가벼운 호흡을 실시하였다. 중국 기공 명상 운동과 마찬가지로 데이터베이스에는 숙련된 피검자들의 명상 운동 전과 운동 중의 RR 간격 데이터 값이 저장되어 있다.

2. 분석 방법

본 논문에서는 임상적으로 널리 사용하고 있는 LF/HF 비율(주파수영역 분석법), SD2/SD1 비율, 샘플 엔트로피(sample entropy), 및 프랙탈 차원(비선형 분석법)의 4가지 심박변이율 지표를 사용하였다.

LF/HF 비율은 주파수영역 분석법의 대표적인 지표로서 저주파 전력과 고주파 전력의 상대적인 비율을 살펴봄으로써 자율신경계의 균형을 평가하는 데 사용된다[7,8]. LF 전력은 0.04-0.15 Hz 범위의 주파수 성분을 사용하고, HF 전력은 0.15-0.4 Hz 범위의 주파수 성분을 사용하여 계산한다[17]. 각 주파수 범위의 전력을 계산하기 위하여 자기회귀 스펙트럼(autoregressive spectrum)을 이용하였다. 자기회귀 스펙트럼은 FFT와 같은 기존의 주파수 분석 방법들과 달리 입력신호의 정상성(stationarity)을 가정하지 않으므로 비정상성 특징을 갖는 심박동 신호를 이용하여 주파수 분석이 가능하다. 자기회귀 스펙트럼의 모델 차수는 Akaike의 선행 연구 결과를 바탕으로 16을 사용하였다[17].

SD2/SD1 비율은 비선형 분석법의 푸앵카레 플롯에서 기인하는 대표적인 비선형 지표이다. 푸앵카레 플롯은 RR 간격 데이터를 2차원으로 표현하는 것으로서 X 축에는 현재의 RR 간격 데이터와 Y 축에는 다음 RR 간격 데이터로 표현된다. 즉, X 축의 i번째 좌표와 Y 축의 (i + 1)번째 좌표는 동일한 값을 갖게 된다. 그림 2는 RR 간격 데이터를 이용한 푸앵카레 플롯과 이로부터 추출한 비선형 심박변이율 지표(SD1, SD2)를 나타낸다. 일반적으로 SD1은 호흡 동성 부정맥(RSA; respiratory sinus arrhythmia)에 의해 주로

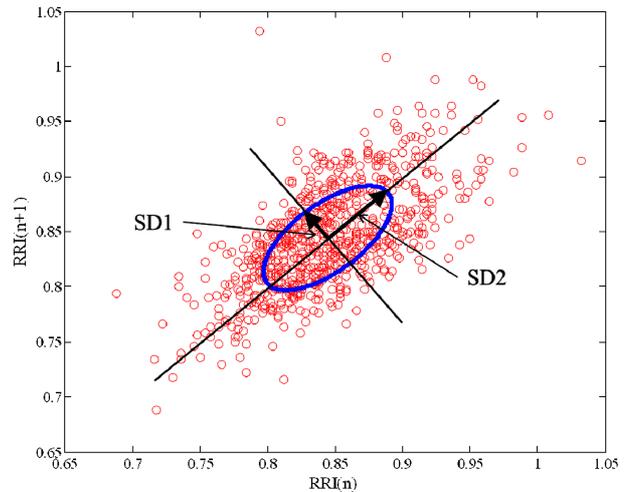


그림 2. 심박변이율의 비선형 분석을 위한 푸앵카레 플롯 및 분석 지표(SD1, SD2)

Fig. 2. A Poincaré plot and its parameters(SD1, SD2) for nonlinear HRV analysis

발현되는 단기 심박변이율 정보를 나타내고, SD2는 장기 심박변이율 정보를 나타낸다[17]. SD1과 SD2는 푸앵카레 플롯의 데이터를 $\theta = \pi/4$ 만큼 회전 시킨 후 장축(identity line) 방향의 표준편차와 단축 방향의 표준 편차를 나타낸다. 즉, SD1과 SD2는 식 (1)의 X_1 과 X_2 의 표준편차로 계산된다. 식 (1)에서 RRI_n 는 n번째 RR 간격 정보를 나타낸다.

$$\begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} RRI_n \\ RRI_{n+1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

샘플 엔트로피는 엔트로피 개념을 이용하는 대표적인 비선형 분석 지표이다. 샘플 엔트로피를 계산하기 위해서는 먼저 입력된 N개의 RR 간격 데이터로부터 m개의 데이터를 갖는(N - m + 1)개의 벡터 시퀀스(u)를 생성한다(식 (2)). 여기서 m은 매립차원(embedding dimension)을 나타낸다.

$$u[i] = \{RRI[i], RRI[i + 1], \dots, RRI[i + m - 1]\} \text{ for } i = 1, 2, \dots, N - m + 1 \quad (2)$$

식 (2)를 통하여 생성된 벡터 시퀀스 중 i 번째 벡터와 j 번째 벡터를 각각 u(i), u(j)라고 하면 두 벡터 간의 거리(d(u(i), u(j)))는 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$d(u(i), u(j)) = \max\{|u(i + k) - u(j + k)|, 0 \leq k \leq m - 1\} \quad (3)$$

식 (3)에 의해 계산된 각 벡터 간의 거리 정보를 이용하면 매립차원이 m 일 때 특정 거리 r 안에 서로 다른 2개 이상

의 벡터가 존재할 확률($C_i^m(r)$)을 식 (4)와 같이 계산할 수 있다[17].

$$C_i^m(r) = \{ \text{the number of } j, j \neq i, j \leq N - m + 1, \text{ such that } d\{u(i), u(j)\} \leq r\} / (N - m + 1) \quad (4)$$

샘플 엔트로피(D)는 식 (4)의 결과를 식 (5)에 대입하여 계산함으로써 산출된다.

$$D = -\ln[\varphi^m(r) / \varphi^{m+1}(r)]$$

$$\text{where } \varphi^m(r) = (N - m + 1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i^m(r) \quad (5)$$

선행 연구에 따르면 샘플 엔트로피는 임상 데이터 분석 시 추정 엔트로피(approximate entropy)에 비해 편향(bias)이 적고 정확도가 높은 것으로 알려져 있다[18].

프랙탈 차원은 Higuchi가 제안한 알고리즘을 이용하여 계산하였다. 먼저 RR 간격 데이터를 k 개의 새로운 시계열 데이터로 표현한다. 즉, m 번째 RR 간격 데이터로부터 시작하여 k 간격으로 존재하는 RR 간격 데이터를 X_m^k 이라고 하면 X_m^k 는 식 (6)과 같이 정의된다.

$$X_m^k = \left\{ RRI(m), RRI(m+k), RRI(m+2k), \dots, RRI\left(m + \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor k\right) \right\}$$

$$\text{for } m = 1, 2, \dots, k \quad (6)$$

식 (6)에서 N 은 RR 간격 데이터의 총 개수이고 $\lfloor a \rfloor$ 는 a 의 정수값 만을 나타내는 것으로 버림(round-down) 연산과 같다. 식 (6)에 의해 계산된 k 개의 시계열 데이터는 식 (7)을 이용하여 각각의 커브 길이($L_m(k)$)를 계산한다.

$$L_m(k) = \frac{\sum_{i=1}^{\lfloor a \rfloor} |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)| (N-1)}{\lfloor a \rfloor k}$$

$$\text{where } \lfloor a \rfloor = \left\lfloor \frac{N-m}{k} \right\rfloor \quad (7)$$

식 (7)을 이용하여 k 개의 커브 길이가 계산되면 $\ln(1/k)$ 를 X 축으로 갖고 $\ln(L_m(k))$ 를 Y 축으로 갖는 그래프를 생성한다. 생성된 그래프에서 최소자승법(least square method)을 이용하여 그림 3과 같이 1차 최적합(best fit) 방정식을 계산하고 그것의 기울기를 계산함으로써 프랙탈 차원을 구할 수 있다[17,19]. 본 논문에서는 프랙탈 차원을 계산하기 위하여 $k = 5 (1 \leq k \leq 6)$ 를 사용하였다. 일반적으로 심박변이율의 프랙탈 차원은 정상인에 있어서 20대에 가장 높고, 그 후 연령증가와 함께 저하되는 것으로 알려져 있다[7].

명상 운동이 심박변이율에 끼치는 영향을 정량적으로 평가하기 위하여 임상 의학 분야에서 널리 활용하고 있는 SPSS

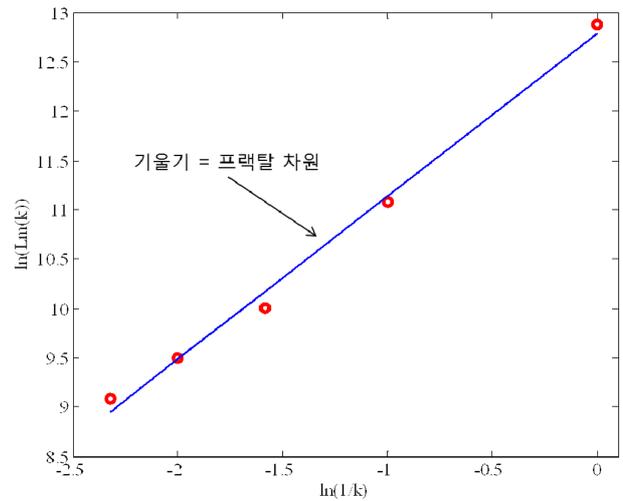


그림 3. 최소자승법을 이용한 프랙탈 차원 계산 방법(k 와 $L_m(k)$ 는 식 (7)에 정의)

Fig. 3. A method for calculation of the fractal dimension using the least square method(k and $L_m(k)$ in Eq. (7))

(statistical package for the social science) Ver. 20 소프트웨어를 사용하였다. 통계분석에서는 본 논문에서 사용한 데이터베이스의 표본 크기가 작고 명상 전과 명상 중의 심박변이율 변화를 살펴보아야 하므로 비모수적 방법인 Wilcoxon의 부호화된 순위 검정(Wilcoxon signed rank test)을 실시하였다[20]. 선행연구 결과에 따르면 Wilcoxon의 부호화된 순위 검정은 각 데이터 쌍의 차들의 부호와 크기를 동시에 사용하므로 부호만을 고려하는 부호검정(signed test)에 비해 더 좋은 검정력을 가지는 것으로 알려져 있다[20]. Wilcoxon의 부호화된 순위 검정에서 명상 전과 명상 중의 심박변이율 변화가 없다는 귀무가설(null hypothesis)을 기각하기 위한 유의수준(level of significance)으로 $0.05 (p < 0.05)$ 를 사용하였고 경계역의 유의수준으로 $0.05 < p < 0.1$ 을 사용하였다. 실험결과는(평균 ± 표준편차)로 표기하였다.

IV. 결과 및 논의

표 2는 숙련자들이 중국 기공과 쿤달리니 요가 명상을 수행하기 전과 수행 중의 심박변이율 결과를 나타낸다. 표 2에서 심박변이율 결과는 평균 ± 표준편차로 표기하였으며, 유의한 결과를 나타내는 심박변이율 변화에 대해 $p < 0.05$ 인 경우 “***”를 $0.05 < p < 0.1$ 인 경우 “*”를 표기하였다.

LF/HF 비율은 중국 기공 명상에서는 유의한 차이를 나타내지 않았다. 하지만 쿤달리니 요가 명상에서는 명상 전과 명상 중의 심박변이율에 유의한 차이가 있었다. 실험에 따르면 쿤달리니 요가 명상을 수행한 피검자의 경우 명상 전에 비해 LF/HF 비율이 증가하는 것으로 나타났다.

SD2/SD1 비율은 LF/HF 비율과 같이 중국 기공 명상에

표 2. 명상 상태(명상 전과 명상 중)에 따른 심박변이율 지표의 비교(평균 ± 표준편차)

Table 2. A comparison of heart rate variability parameters between before and during the meditations(mean ± standard deviation)

명상 종류	상태	LF/HF	SD2/SD1	샘플 엔트로피	프랙탈 차원
중국 기공 (N = 8)	명상 전	0.820 ± 0.182	2.696 ± 1.602*	1.787 ± 0.161**	1.024 ± 0.295**
	명상 중	0.844 ± 0.179	3.738 ± 0.667*	1.446 ± 0.137**	1.300 ± 0.142**
쿤달리니 요가 (N = 4)	명상 전	0.727 ± 0.267*	2.544 ± 0.957*	1.743 ± 0.093*	1.252 ± 0.112*
	명상 중	1.078 ± 0.131*	3.944 ± 1.118*	1.255 ± 0.063*	1.035 ± 0.104*

**significant at the 0.05 level(p < 0.05), *significant(borderline significance) at the 0.1 level(0.05 < p < 0.1)

서는 유의한 차이를 나타내지 않았지만 쿤달리니 요가 명상에서는 명상 전과 명상 중의 심박변이율에 유의한 차이가 있었다. 실험에 따르면 쿤달리니 요가 명상을 수행한 피검자의 경우 명상 전에 비해 SD2/SD1 비율이 증가하였고, 일반적으로 LF/HF 비율과 유사한 변화를 나타낸다는 선행연구 결과와도 일치한다[21].

샘플 엔트로피는 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상 모두에서 유의한 차이를 나타냈다. 실험에 따르면 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상을 수행한 피검자의 경우 명상 전에 비해 샘플 엔트로피가 감소하는 것으로 나타났다.

프랙탈 차원 또한 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상 모두에서 유의한 차이를 나타냈다. 실험에 따르면 중국 기공 명상을 수행한 피검자의 경우 명상 전에 비해 프랙탈 차원이 증가하는 것으로 나타났고, 쿤달리니 요가 명상을 수행한 피검자의 경우 명상 전에 비해 프랙탈 차원이 감소하는 것으로 나타났다.

본 논문의 실험결과에 따르면 중국 기공 명상의 LF/HF 비율을 제외한 모든 비교 항목에서 유의한 차이를 얻을 수 있었다. 일반인을 대상으로 한 선행 연구 결과에 따르면 중국 기공 명상 수행 중에는 LF/HF 비율이 감소하는 유의한 변화가 있는 것으로 나타났다[22]. 이와 더불어 숙련자들의 경우 LF/HF 비율의 감소가 더 작게 나타나는 것으로 보고하였다. 또한, Zen 명상을 이용한 Peressutti의 연구결과에 따르면 숙련자 그룹에서 LF 전력이 증가(교감신경계 활성화)하는 결과가 나타나는 것으로 보고되었다[23]. 이는 명상의 부교감 신경활성화 효과가 일반인과 숙련자에게서 다르게 나타남을 나타낸다.

본 논문의 실험결과에서 중국 기공 명상 운동과 쿤달리니 요가 명상 운동이 프랙탈 차원에서 서로 다른 결과를 보이는 것은 명상 운동의 종류에 따라 명상의 효과가 서로 다르게 나타나기 때문인 것으로 설명할 수 있다. Phongsuphap의 연구에 따르면 삼매 상태에서 LF 전력의 크기가 증가하는 것을 보여주었고[24], Jovanov의 연구에 따르면 요가의 깊은 호흡(1회/분)을 행할 때 LF 전력의 크기가 유의하게 증가(교감신경 활성화)하는 것을 보여주었다[25]. 또한 Raghurai의 연구결과에서도 호흡법을 달리하는 두 종류의

요가 수행 중 하나(Kapalabhati)에서 LF/HF 비율이 유의하게 증가한다는 것을 보여주었다[26]. 이는 명상 운동 방법에 따라 서로 다른 효과가 나타날 수 있음을 나타낸다.

V. 결 론

본 논문에서는 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상의 효과를 객관적으로 평가하기 위하여 네 가지 심박변이율 정보(LF/HF 비율, SD2/SD1 비율, 샘플 엔트로피, 프랙탈 차원)를 사용하였다. 연구 결과에 따르면 숙련자들이 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상을 수행할 경우 LF/HF 비율과 SD2/SD1 비율은 증가하고, 샘플 엔트로피는 감소하는 것으로 나타났다. 프랙탈 차원의 경우 중국 기공 명상 중에는 대체적으로 증가하지만 쿤달리니 요가 명상 중에는 감소하는 것으로 나타났다. 연구 결과를 바탕으로 정리하면, 숙련자들을 대상으로 한 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상은 일반인들과 달리 부교감 신경계에 비해 교감 신경계를 더 활성화 시키는 것으로 나타났다. 이는 숙련자들을 대상으로 한 선행 연구 결과와 상응하는 결과를 나타낸다. 하지만 본 논문에서 사용한 표본의 크기가 작으므로 중국 기공 명상과 쿤달리니 요가 명상이 교감 신경을 더 활성화시킨다는 일반적인 결론을 맺기에는 한계가 있다. 다만 본 연구 결과를 바탕으로 일반인과 숙련자 간의 명상의 효과가 상이하고 명상 운동 종류에 따라 그 효과가 다르게 나타남을 통계적으로 비교할 수 있었다.

참고문헌

- [1] Y.O. Jeon, *Appearance and Future Prospects for Well-being Trends*, SERI, pp. 1-34, 2005.
- [2] Statistics Korea, *2003 Korean Social Indicator*, Statistics Korea, pp. 9, 2003.
- [3] Statistics Korea, *2008 Results of Social Research (Welfare and Family)*, Statistics Korea, pp. 1-31, 2008.
- [4] J.W. Suh, E.Y. Hwang, S.Y. Chung, W.W. Whang, J.W. Kim, "Effect of meditation according to emotional state and meditation subgroup evaluated by HRV(Heart Rate Variability)," *Journal of Oriental Neuropsychiatry*, vol. 20, no. 3, pp. 133-147, 2009.

- [5] H.D. Coulter, *Anatomy of Hatha Yoga - A Manual for Students, Teachers, and Practitioners*, PA, USA:Body and Breath Inc., pp. 541-594, 2001.
- [6] C.K. Peng, I.C. Henry, J.E. Mietus, J.M. Hausdorff, G. Khalsa, H. Benson, A.L. Goldberger, "Heart rate dynamics during three forms of meditation," *International Journal of Cardiology*, vol. 95, pp. 19-27, 2004.
- [7] T.H. Kim, Y.B. Park, Y.J. Park, D.H. Kim, C.H. Song et al., *Biofunctional Medicine*, Seoul, Korea: Koonja Press., pp. 81-101, 2008
- [8] 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, pp. 354-381, 1996.
- [9] M.M. Wolf, G.A. Varigos, D. Hunt, J.G. Sloman, "Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction," *Medical Journal of Australia*, vol. 2, no. 2, pp. 52-53, 1978.
- [10] A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain," *Circulation*, vol. 84, pp. 1482-1492, 1991.
- [11] Y. Arai, J.P. Saul, P. Albrecht, L.H. Hartley, L.S. Lilly et al., "Modulation of cardiac autonomic activity during and immediately after exercise," *American Journal of Physiology*, vol. 256, pp. H132-H141, 1989.
- [12] K.T. Kim, Y.J. Park, Y.B. Park, H.S. Oh, "A study on standardization of measuring time for heart rate variability," *The Journal of The Korean Institute of Oriental Medical Diagnostics*, vol. 10, no. 2, pp. 88-103, 2006.
- [13] Y.S. Kim, Y.B. Park, *Autonomic Nervous Function Assessment*, Seoul, Korea: Koonja Press., pp. 187-197, 2007.
- [14] J.M. Lee, K.S. Park, "A study on the analysis of nonlinear characteristics of ECG," *Journal of KOSOMBE*, vol. 15, no. 2, pp. 151-157, 1994.
- [15] S. Guzzetti, M.G. Signorini, C. Cogliati, S. Mezzetti, A. Porta et al., "Nonlinear dynamics and chaotic indices in heart rate variability of normal subjects and heart-transplanted patients," *Cardiovascular Research*, vol. 31, pp. 441-446, 1996.
- [16] C.K. Peng, J.E. Mietus, Y. Liu, G. Khalsa, P.S. Douglas et al., "Exaggerated heart rate oscillations during two meditation techniques," *International Journal of Cardiology*, vol. 70, pp. 101-107, 1999.
- [17] A.U. Rajendra, S.S. Jasjit, A.E.S. Jos, S.M. Krishnan, *Advances in Cardiac Signal Processing*, NY, USA: Springer, pp. 121-165, 2006.
- [18] J.S. Richman, J.R. Moorman, "Physiological time series analysis using approximate entropy and sample entropy," *American Journal of Physiology*, vol. 283, no. 3, pp. R789-R797, 2002.
- [19] T. Higuchi, "Approach to an irregular time series on the basis of the fractal theory," *Physica D*, vol. 31, pp. 277-283, 1988.
- [20] J.O. Ahn, *Statistical Analysis of Biomedical Data Using SPSS 18.0*, Seoul, Korea:Hanmarae Publishing Co., pp. 436-442, 2011.
- [21] P. Guzik, B. Bychowicz, J. Piskorski, A. Wegrzynowski, T. Krauze et al., "Heart rate variability by Poincarè plot and spectral analysis in young healthy subjects and patients with type 1 diabetes," *Folia Cardiologica*, vol. 12, pp. 64-67, 2005.
- [22] M.S. Lee, H.J. Huh, B.G. Kim, H. Ryu, H.S. Lee, J.M. Kim, and H.T. Chung, "Effects of Qi-training on heart rate variability," *The American Journal of Chinese Medicine*, vol. 30, no. 4, pp. 463-470, 2002.
- [23] C. Peressutti, J.M. Martin-Gonzalez, J.M. Garcia-Manso, and D. Mesa, "Heart rate dynamics in different levels of Zen meditation," *International Journal of Cardiology*, vol. 145, no. 1, pp. 142-146, 2009.
- [24] S. Phongsuphap, Y. Pongsupap, P. Chandanamatta, and C. Lursinsap, "Changes in heart rate variability during concentration meditation," *International Journal of Cardiology*, vol. 130, pp. 481-484, 2008.
- [25] E. Jovanov, "On spectral analysis of heart rate variability during very slow yogic breathing," *Proc. Of IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 2467-2470, 2005.
- [26] P. Raghuraj, A.G. Ramakrishnan, H.R. Nagendra, and S. Telles, "Effect of two selected yogic breathing techniques on heart rate variability," *Indian Journal of Physiological and Pharmacology*, vol. 42, no. 4, pp. 467-472, 1998.