

RSA분석과 자율신경기능을 평가하는 호흡주기 설정에 관한 연구

이상명, 이성준, 안재목, 김점근

한림대학교 전자공학과

(Received January 31, 2007. Accepted March 26, 2007)

A Study on an Optimal Respiration Rate for the ANS Assessment based on RSA Analysis

Sang Myung Lee, Sung Jun Lee, Jae Mok Ahn, Jeom Keun Kim

Department of Electronic Engineering, Hallym University

Abstract

Heart rate variability(HRV) is the clinical consequence of various influences of the autonomic nervous system(ANS) on heart beat. HRV can estimate the potential physiologic rhythm from the interval between consecutive beats(RR interval or HRV data), but cardiovascular system governed by ANS is in relation to respiration and autonomic regulation. It is known as RSA representing respiration-related HR rhythmic oscillation. Because the mechanism linking the variability of HR to respiration is complex, it has so far been unknown well. In this paper, we tried to evaluate 5-min RR interval segments under control of respiration in order to find out a proper respiration rate that can estimate the ANS function. 10 healthy volunteers were included to evaluate 5-min HRV data under 4 different respiration-controlled environments; 0.03Hz, 0.1Hz, 0.2Hz, and 0.4Hz respiration. HRV data were analyzed both in the frequency and the time domain, with cross-correlation coefficient(cross-coeff.) for HRV and respiration signal. The results showed maximum cross-coeff. of 0.84 at 0.1 Hz and minimum that of 0.16 at 0.4Hz respiration. Cross-coeff was decreased at a faster rate from 0.1Hz respiration. All mean SDNN, RMSSD, and pNN50 of time domain measures were 108.7ms, 71.85ms, and 28.47%, respectively, and LF, HF, and TP of frequency domain measures were 12,722ms², 658.8ms², and 7,836.64ms² at 0.1Hz respiration, respectively. In conclusion, 0.1Hz respiration was observed to be very meaningful from time domain and frequency domain analysis in relation to respiration and autonomic regulation of the heart.

Key words : heart rate variability, respiration, autonomic regulation

1. 서론

심박변이도(Heart Rate Variability, HRV)는 박동과 박동 사이의 미세한 시간변화(RR간격)로부터 자율신경 활동을 분석해 내는 연구이다. 심장의 리듬은 호흡중추에 영향을 받게 되어 심장박동을 억제하는 부교감신경은 들숨 시에는 그 활동이 억제되기 시작하고, 날숨 시에는 교감신경 활동이 억제되기 시작한다. 이처럼 호흡활동과 관련이 있는 RSA는 들숨에서는 심박동이 빨라지고 날숨일 때는 심박동수가 느려진다. RSA는 호흡주기에 동기 되어 HRV의 특징적인 패턴을 발생하는 것으로서 최근 들어

심혈관계의 질병 진단에서도 중요하게 연구되고 있다. 예를 들어, 당뇨병환자의 자율신경 장애 진단을 목적으로 호흡주기와 HRV의 관계를 비교한 연구에서는 당뇨병환자가 정상인에 비해서 호흡주기와 HRV의 상관관계가 보다 낮음을 보였고[1,2], 호흡 사이클을 분당 6회(0.1Hz)로 제어하였을 경우, 선 자세보다 누운 자세에서 상관관계가 더 높게 나타났다[3]. 이는 호흡 사이클이 측정 자세에 따라 심혈관계에 미치는 영향이 서로 다를 수 있으며, 호흡주기와 HRV의 상관관계를 통하여 자율신경 장애를 평가할 수 있음을 의미한다.

HRV의 심혈관계 제어와 직접적인 관련이 있는 중추로는 심장 중추, 호흡중추, 혈관운동중추를 들 수 있는데, 이 모든 중추는 압력수용체, 화학수용체, 기계적변형수용체 등에서 일으킨 반사를 구심성 신경 섬유를 통하여 전달 받는다. 이와 같이 복잡한 RSA의 발생기전을 밝히기 위해 전 세계 많은 연구기관에서는 호흡과 HRV분석을 적용하려는 시도가 많아지면서 다양한 연구 방법과

이 논문은 2006년도 한림대학교 교비 학술 연구비(HRF-2006-28)에 의하여 연구되었음

Corresponding Author : 김점근
강원도 춘천시 옥천동 한림대학교 전자공학과
Tel : 033-248-2343 / Fax : 033-252-3244
E-mail : jkim@hallym.ac.kr

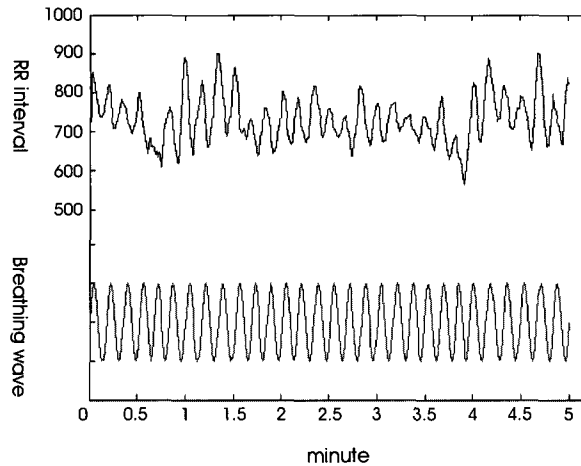


그림 1. 5분간의 HRV 타코그래프(위)와 호흡주기(아래).
 Fig. 1. 5-min HRV tachograph(top) and respiration cycle(bottom).

재료를 제시하였다. 그 가운데 호흡 파라미터로서 호흡주기[4], 일회호흡량[5], CO₂의 호기말 분압[5,6], 들숨/날숨 비[7], 호흡성 무효공간[8]등을 이용하여 RR간격 변화량을 분석하기 시작하였다[9]. 그러나 호흡주기와 관련된 HRV 연구의 결과들이 매우 다양하기 때문에 적절하게 통제된 검사환경으로 제어하지 않으면 올바른 연구결과를 도출할 수 없을 것이다.

본 논문에서는 호흡주기와 연동된 HRV데이터로부터 외부환경이 변화되었을 때 자율신경 기능을 평가할 수 있는 적절한 호흡사이클을 예측하기 위해 RSA수준을 평가하였다. 또한 호흡주기별 HRV파라미터의 분석과 이들 두 신호에 대한 상호 상관관계 함수를 분석하여, 같은 호흡 조건에서 자원자들의 상관계수와 그 차이를 관찰하여 보았다. 이를 위해 낮은 호흡주기(0.03Hz)에서부터 높은 호흡주기(0.4Hz)까지의 서로 다른 4 가지의 호흡주기를 실험자에 의해 조절하면서 HRV데이터를 획득하였으며, HRV시간영역, 주파수영역과 상관관계 계수의 분석을 통해 RSA수준을 평가하였다. 방법으로는 HRV특징 추출에 이용될 수 있는 시간영역과 주파수영역에서의 해석을 설명하고, 다음은 호흡주기와 HRV

두 파라미터의 상호 상관관계의 정도를 확인하기 위해 상호 상관관계 함수의 해석을 설명하였다. 제안된 방법은 컴퓨터 시뮬레이션으로 수행하였으며, 그것을 바탕으로 실제 호흡주기와 RSA의 임상적 적용 가능성에 관한 토의가 이루어진다.

II. 방법 및 재료

A. HRV신호

HRV 신호는 광센서 방식의 CANOPY9TM(IEMBIO Inc., Chuncheon, Korea) 장비를 사용하여 획득하였다. HRV 측정 원리는 손가락에 광센서를 착용하여 심장이 수축과 이완을 반복할 때마다 적외선 광이 손가락 끝의 모세혈관 내 헤모글로빈의 양을 변화시키며 여기에 통과되는 빛의 양(농도가 다른 물질을 통과할 때 나타나는 흡광도의 차이)을 측정하여 심장박동수를 검출하는 원리이다. 포토다이오드에서 검출된 적외선 광 신호는 전치증폭기를 거쳐 마이크로프로세서로 입력된 미세한 전위로부터 최종적으로 혈관 용적 맥파를 얻는다. 이때 해상도가 1ms이상의 정확함

표 1. HRV의 시간영역 측정 방법.

Table 1. HRV time-domain measurements.

파라미터	단위	기	술
HR	ms	RR 간격	
SDNN	ms	전체 NN 간격(정상 심박 간격)의 표준편차	$\sqrt{(x_i - m)^2 / N}$, x_i : i 번째 데이터, m : 데이터 평균, N : 데이터 수
RMSSD	ms	연속하는 NN 간격 차의 제곱 합에 대한 평균의 제곱근	$\sqrt{(\sum_{i=1}^N (x_i - x_{i+1})^2) / N}$
pNN50	%	연속하는 NN 간격 차가 50ms 이상되는 NN 간격 쌍의 전체 NN 간격 쌍에 대한 백분율	

RR 간격을 얻기 위해서는 용적 맥파를 실시간으로 2차 미분하여 첨두치를 구한다. 2차 미분 신호의 첨두치와 다음 첨두치 사이의 간격이 RR 간격으로 표현되며, 이것을 순간 심박수(Instantaneous Heart Rate)라고 불리기도 한다. RR시간 간격과 5분간의 측정시간을 x축으로 해서 타코그래프를 얻어내면 그림1과 같다.

B. 시간영역 해석

시간영역 분석은 비교적 간단하지만 신호의 전력 분포에 대한 정보나 자율신경계 균형에 대한 정량적인 방법을 제시하지 않는다. 그러나 대표적인 시간영역 분석의 파라미터는 HR(heart rate), SDNN(standard deviations of all the normal RR intervals), RMSSD(root mean square of successive differences between the normal heart beats), pNN50(NN50 count divided by the total number of all NN intervals) 등이 있으며, 각각의 파라미터에 대한 의미와 계산방식은 표1에 기술하였다[11]. 본 연구에서는 모든 호흡주기에서 RR, SDNN, RMSSD, pNN50을 계산하고, 호흡주기에 따른 파라미터의 변화추이를 관찰하고자 하였다. 또한 10명의 데이터에 대한 평균치, 최대치와 최소치를 표시하여 이들 파라미터의 편차를 확인하였다.

C. 주파수영역 해석

HRV주파수영역 분석은 입력 신호 $X(n)$ 에 대해 이산푸리에 변환(Discrete Fourier Transform, DFT)을 적용하였다. 전력스펙트럼 밀도함수(Power spectral density function, PSD)는 5분 동안의 HRV신호를 DFT한 후 주파수영역에서 전력의 분포를 나타내었고, PSD는 신호와 잡음을 수학적으로 처리하기가 용이한 이점이 있기 때문에 DFT의 결과를 다시 PSD로 변환하였다.

일반적인 전력 스펙트럼 분포는 구간 신호를 바탕으로 초저주파대 전력(Very low frequency band power, VLF), 저주파대 전력(Low frequency band power, LF), 고주파대 전력(High frequency band power, HF), 저주파대 고주파대 전력 비(Power ratio of LF to HF, R)를 각각 VLF, LF, HF, R로 표시하여 PSD를 정의하였다. VLF는 5분간의 측정시간에 있어서는 임상적인 의의가 크지 않기 때문에 분석결과에서는 반영하지 않았다.

$$VLF = \int_a^b |X(k)|^2 df \tag{1}$$

$$LF = \int_c^d |X(k)|^2 df \tag{2}$$

$$HF = \int_e^f |X(k)|^2 df \tag{3}$$

$$R = \frac{\int_c^d |X(k)|^2 df}{\int_e^f |X(k)|^2 df} \tag{4}$$

Equations[1~4]에서 적분의 범위인 a 와 b 는 VLF대역의 구획으로 각각 0.0033Hz와 0.04Hz로 정의하며, c 와 d 는 LF대역의 범위로서 각각 0.04Hz, 0.15Hz로, e 와 f 는 HF대역의 범위로서 각각 0.15Hz, 0.4Hz로 정의하였다. VLF대역에서는 0을 제외시켜 직류성분을 제거하였다. 전력비(R)는 VLF전력을 고려하지 않고 고주파성분의 값이 크면 R은 작은 값을 갖게 되고 저주파성분이 크면 큰 값을 갖도록 하여, 두 주파수 대역의 활성도를 나타내었다. DFT는 등간격 신호로 계산되어야 하므로 비등간격의 HRV 신호를 선형보간법(Linear Interpolation)을 이용하여 HRV 데이터를 등간격으로 재샘플링(Re-sampling)하였다. 등간격의 시간은 300ms으로 결정하였으며 이는 심박동수가 최대 200회를 넘지 않는다는 가정 하에 설정되었다. 윈도우 함수로서는 뛰어난 주파수 분해능을 갖는 Hanning Window를 적용하였으며 진폭의 정확성은 다소 감소하지만 주파수 필터링으로 사용하기에는 적합하였다(표1).

D. 상관관계 해석

상관관계 함수는 신호 간의 상관관계를 수학적으로 표현하기 위해 정의되는데, 동일한 데이터 길이에 서로 다른 두 신호에 대한 상관관계를 정의한 것을 상호 상관함수(cross-correlation function)라 하며, 상호 상관함수의 정의와 본 연구에 적용된 식은 표2에 기술하였다. 호흡주기와 연동된 상호 상관관계 분석은 HRV의 자기 상관관계 보다 자율신경활동 분석에 더 많은 정보를 제공해 주기 때문에 호흡주기와 결합된 HRV의 상관 계수를 분석함으로써 호흡주기에 따른 RSA 수준을 정량적으로 평가하였다[1,2,3,10]. 이를 위해 본 연구에서는 Matlab v6.5 시뮬레이터 (Mathworks,

표 2. 상호 상관함수.

Table 2. Cross correlation function.

	정의 식
	디지털에서 사용되는 신호 v_1 와 v_2 의 상관함수 $R_{v_1v_2}(k)$ 는 다음과 같이 정의된다.
Cross-correlation function	$R_{v_1v_2}(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} v_1(n)v_2(n+k), \quad k = (-\infty \infty)$
	본 연구에서 사용된 두 신호 v_1, v_2 는 각각 HRV 및 동일한 호흡주기를 갖는 사인파이다.

표 3. 모의 실험자 10명에 대한 HRV분석결과.

a) 시간영역 HRV분석결과.

Table 3. HRV results for 10 healthy volunteers.

a) Time-domain HRV results.

(breath/ min) subject	Time domain															
	RR				SDNN				RMSSD				pNN50			
	2	6	12	24	2	6	12	24	2	6	12	24	2	6	12	24
1	608.8	726.5	715.1	726.6	47.2	61	44.9	35.6	32.3	29.8	23.2	21.3	2.2	7.7	5	2.2
2	762.8	776	760	753.9	80.5	85	61.1	50.7	40.5	47.6	56.1	21	9.9	21.7	21	17.8
3	712.4	828.4	776.1	771	37	99.5	73.3	45.8	13	61	62	33	0.5	30.3	28	9.5
4	703.4	808.1	706.7	744.3	82.2	113.1	42.7	102.7	32.5	65.8	34.1	101.2	9.1	33.5	11	14
5	918	991.1	924	970.2	109.6	141	117.5	84.6	56.1	104.1	83.2	65	24.5	48.7	44.4	32.6
6	827.3	860.3	781.5	872.4	95.5	165.3	136	130.1	73.7	113.8	167	107.4	21.2	47.2	52.1	41.6
7	712.4	825.1	733.7	783.2	102.1	133.2	75.3	46.6	46.6	78.2	52.9	26.4	9.2	35.1	24.4	4.4
8	719.8	775.9	704.7	777.3	52.8	140	46.2	37.8	46.6	78.2	52.9	26.4	9.2	35.1	24.4	4.4
9	802.9	729.1	740.9	781.1	85.7	58	48.6	39	33.2	34.6	20.3	26.8	10.2	9.4	2.5	2.3
10	695.1	947.3	913.5	842.9	77.9	90.9	77.6	54.9	29.5	47.4	41.4	29.8	5.5	24.5	15.2	10.3

b) 주파수영역 HRV분석결과.

b) Frequency-domain HRV results.

(breath/ min) subject	Frequency domain															
	LF				HF				TP				R(LF/HF)			
	2	6	12	24	2	6	12	24	2	6	12	24	2	6	12	24
1	721	1847	974.6	686.8	103.9	189.1	202.1	97.3	3615.3	3924.7	2912.1	2250.6	6.9	9.8	4.8	7.0
2	2402.7	1294.5	144.8	174.9	107.5	84.7	64.2	83.8	4961.1	1619.1	482.6	1152.2	22.4	15.3	2.3	2.1
3	1122.4	9500.6	182.3	187.2	34.9	3473	398.6	215.2	1542.3	14961	719.1	517.7	32.2	2.7	0.5	0.9
4	2383	6201.3	701.7	227.1	81	448.4	977.8	69.6	5391.6	12072	3140.4	857.7	29.4	13.8	0.7	3.3
5	1804	12722	2930	1875.8	424.4	895.9	8490	3405	4081.5	14289	12884	10528	4.3	14.2	0.4	0.6
6	2476.6	9452.9	1422	1666.8	377.7	773.9	1670	498.6	8421.9	13032	7464.4	3468.7	6.6	12.21	0.9	3.3
7	1621.5	7428.2	151.3	1003	111.8	296.6	390.7	127.7	4339.5	8331.2	745.7	1970.8	14.5	25.0	0.4	7.6
8	435.8	3715.8	318.2	315.6	16	218.1	920.7	100.5	774	4648.6	1524.6	993	27.3	17	0.4	3.1
9	2038.6	3149.5	315.7	445.9	102.8	164.4	634	184.8	3610.6	3867.8	1240.2	1107.4	19.8	19.2	0.5	2.4
10	490.3	1163.2	653.3	91.9	48.8	43.4	114.4	83.7	635.3	1621	1156.9	336.3	10	26.8	5.7	1.1

c) 상관계수 분석결과.

c) Cross correlation factor results.

(breath/min) subject	Correlation factor			
	2	6	12	24
1	0.08	0.6321	0.1853	0.0389
2	0.25	0.7238	0.4522	0.1657
3	0.21	0.8066	0.4945	0.2742
4	0.17	0.8408	0.5659	0.0309
5	0.23	0.6444	0.3508	0.0564
6	0.14	0.7398	0.5378	0.0505
7	0.20	0.7209	0.4526	0.1970
8	0.31	0.5075	0.5323	0.4839
9	0.27	0.6011	0.2754	0.2764
10	0.25	0.5327	0.1831	0.0448

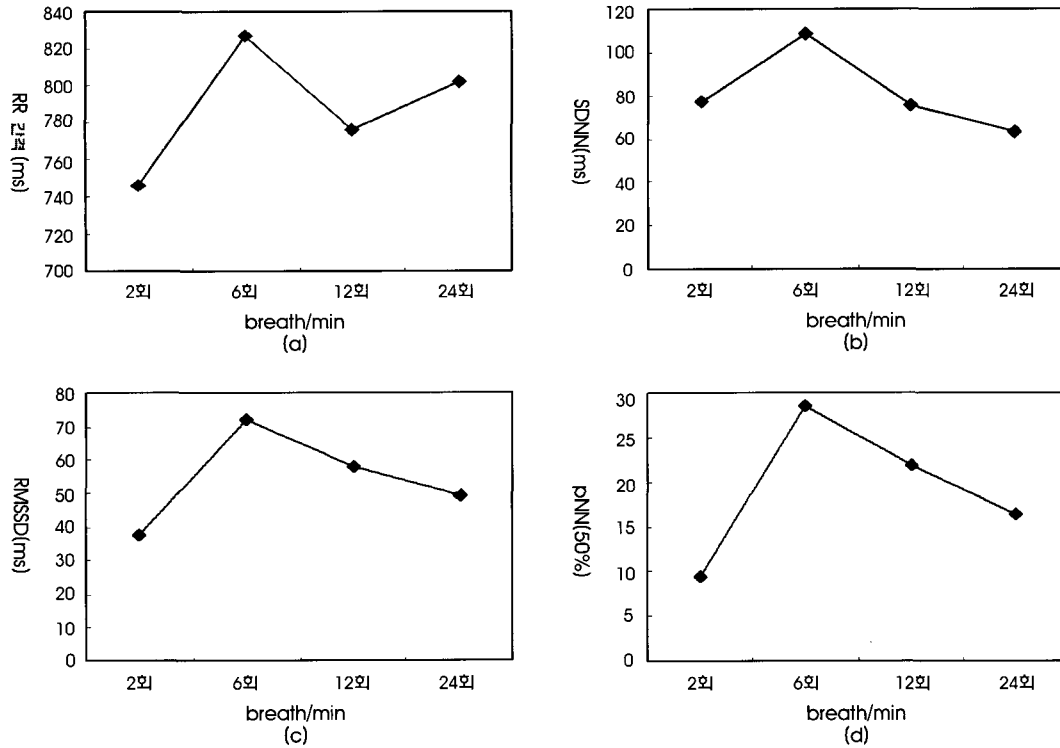


그림 2. 호흡수에 대한 시간영역 파라미터 그래프.
 (a) RR간격(ms), (b) SDNN(ms), (c) RMSSD(ms), (d) pNN50(%)
Fig. 2. Time-domain parameters based on breathing cycle.
 (a) RR interval(ms), (b) SDNN(ms), (c) RMSSD(ms), (d) pNN50(%).

USA)를 이용하여 HRV와 호흡주기의 상관관계 함수를 분석하였다. 각각 호흡 제어에 의한 HRV 데이터와 사인파 데이터, 이 두 신호에 대한 동일 호흡 조건에서 상관계수를 구하여 호흡주기에 따른 계수의 추이를 관찰하였다.

E. 실험대상 및 방법

본 실험에서 사용된 데이터는 건강한 성인남자 10명을 대상으로 하였다. 자원자의 연령은 23~28세 사이였으며, 표준편차는 2세였다. 호흡조절 모니터프로그램은 호흡주기의 환경을 제어하기 위해 랩뷰(LabVIEW) 응용프로그램을 이용하여 개발하였다. 모

니터프로그램은 컴퓨터 화면에 사인파를 시각적으로 표시하여 기울기가 양수의 값에서는 들숨을 하고 음수의 값에서는 날숨을 하도록 하여 호흡조절을 용이하도록 하였다. 호흡주기는 분당 2회(0.03Hz), 6회(0.1Hz), 12회(0.2Hz), 24회(0.4Hz)로 제어하였다. 구체적으로 데이터를 획득한 과정을 살펴보면 다음과 같다. 첫째, 측정 전 가능한 편안한 상태에서 호흡조절 모니터 프로그램을 통해 4가지의 호흡주기의 패턴을 3~4분 정도 훈련한다. 둘째, 호흡주기를 적절히 제어하면서 5분간의 HRV 데이터를 얻어낸다. 셋째, 측정된 모든 HRV 데이터 값은 디지털 형태로 컴퓨터에 저장된다. 넷째, 저장된 엑셀파일을 열어 측정 중 움직임 있다든지 측

표 4. 호흡수에 대한 시간영역 파라미터의 평균 데이터 *(최대/최소).

Table 4. Mean value of time-domain parameters based on respiration cycle.

	RR간격(ms)	SDNN(ms)	RMSSD(ms)	pNN50(%)
2회 (0.03Hz)	746.27 (917.97/608.75)	77.04 (109.58/36.95)	37.72 (73.69/12.89)	9.51 (24.46/0.47)
6회 (0.1Hz)	826.78 (991.12/726.48)	108.70 (165.32/58.01)	71.85 (136.13/29.83)	28.47 (48.68/7.73)
12회 (0.2Hz)	775.59 (924.04/704.68)	75.02 (163.03/42.65)	57.65 (166.98/20.30)	21.74 (52.09/2.45)
24회 (0.4Hz)	802.30 (970.16/726.63)	62.78 (130.11/35.55)	49.10 (107.35/21.32)	16.34 (41.57/2.18)

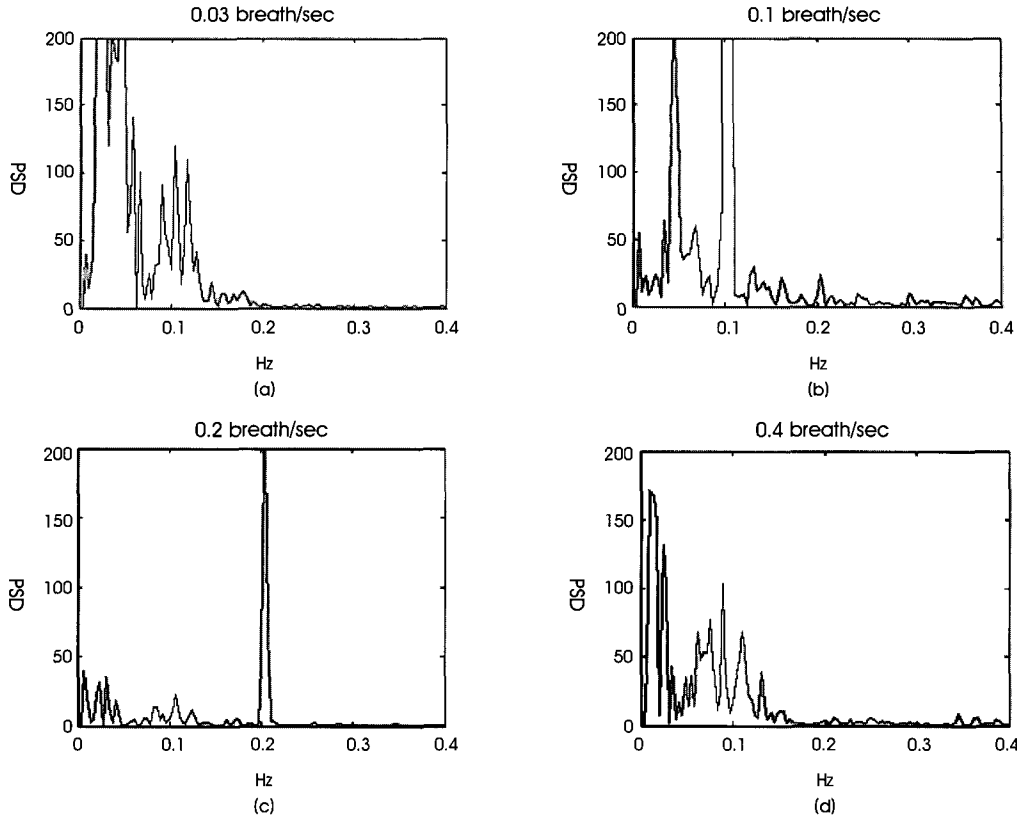


그림 3. 4가지의 호흡주기와 주파수 전 대역에서의 HRV의 PSD; VLF(0.0033Hz~0.04Hz), LF(0.04Hz~0.15Hz), HF(0.15Hz~0.4Hz).
 (a) 0.03(breath/sec)에서의 HRV PSD, (b) 0.1(breath/sec)에서의 HRV PSD, (c) 0.2(breath/sec)에서의 HRV PSD, (d) 0.4(breath/sec)에서의 HRV PSD.
Fig. 3. Four different respiration cycles and their HRV PSD.
 (a) 0.03(breath/sec), (b) 0.1(breath/sec), (c) 0.2(breath/sec), (d) 0.4(breath/sec).

정오류가 있는지를 직접 확인하여 1차 스크린을 거친 후 분석에 이용된다. 이러한 4가지 과정을 통해 가능한 동일한 조건의 데이터를 얻을 수 있도록 하였으며, 측정 오류가 있을 경우에는 처음부터 반복하도록 하였다.

III. 결과

A. 시간영역 해석

표3은 모든 실험자 10명에 대해 HRV분석결과를 나타낸 것이

며, 시간영역, 주파수영역, 상관관계 계수로 구분하였다. 표4는 호흡주기에 따른 HRV시간영역 파라미터(RR, SDNN, RMSSD, pNN50)의 평균 데이터와 최대치 및 최소치의 결과이다. 분당 6회(0.1Hz)의 호흡주기에서는 모든 파라미터의 평균치가 다른 호흡주기에 비해 가장 높게 나타났다. SDNN은 0.1Hz의 호흡주기에서 평균 108.70ms, 최대 165.32ms, 최소 58.01ms였으나 0.4Hz에서는 평균 62.78ms, 최대 130.11ms, 최소 35.55ms로 측정되어 0.1Hz와 0.03Hz, 0.4Hz에 비해 가장 낮은 값을 보여주었다. RMSSD와 pNN50도 0.1Hz에서는 평균이 각각 71.85ms,

표 5. 호흡주기에 따른 주파수영역 전력 분포 데이터 *(최대/최소).
Table 5. Frequency-domain analysis based on respiration rate.

호흡주기	LF(ms ²)	HF(ms ²)	TP(ms ²)	R=LF/HF
2회 (0.03Hz)	1549.58 (2476.60/435.79)	140.88 (424.44/15.99)	3737.32 (8421.90/635.33)	17.33 (32.16/4.25)
6회 (0.1Hz)	5647.51 (12722/1163.2)	658.80 (3473.50/43.38)	7836.64 (14961/1619.10)	15.61 (26.82/2.74)
12회 (0.2Hz)	7795.50 (2930.90/144.841)	1386.307 (8490.20/64.23)	3226.98 (12884/482.60)	1.64 (5.71/0.35)
24회 (0.4Hz)	667.21 (1875.80/91.92)	486.67 (3405.50/69.58)	2318.25 (10528/3336.34)	3.17 (7.85/0.56)

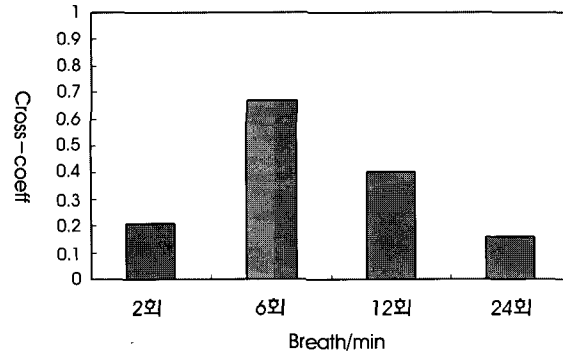


그림 4. 호흡주기에 HRV에 대한 상관관계 계수의 평균.
 Fig. 4. Mean cross correlation factor based on respiration rate.

28.47%로 다른 호흡주기에 비해서 가장 높았다. 그러나 RMSSD와 pNN50은 0.03Hz의 호흡주기에 있어서 각각 37.72ms, 9.51%로 가장 낮은 수치를 보였다. 그림2는 호흡주기에 따른 RR, SDNN, RMSSD, pNN50수치의 패턴을 보여주었다. RR을 제외하고 3개의 파라미터가 모두 호흡주기에 따른 측정치가 유사한 변화를 관찰하였다.

B. 주파수영역 해석

표5는 주파수 영역 분석의 결과로서 호흡주기별 전력 분포 데이터(LF, HF, TP, R(LF/HF))를 평균치와 최대치 및 최소치를 보여준다. LF와 TP의 평균은 분당 6회의 호흡에서 가장 높았으며, HF는 분당 12회의 호흡에서 가장 높게 나타났다. 두 전력의 비율(R)

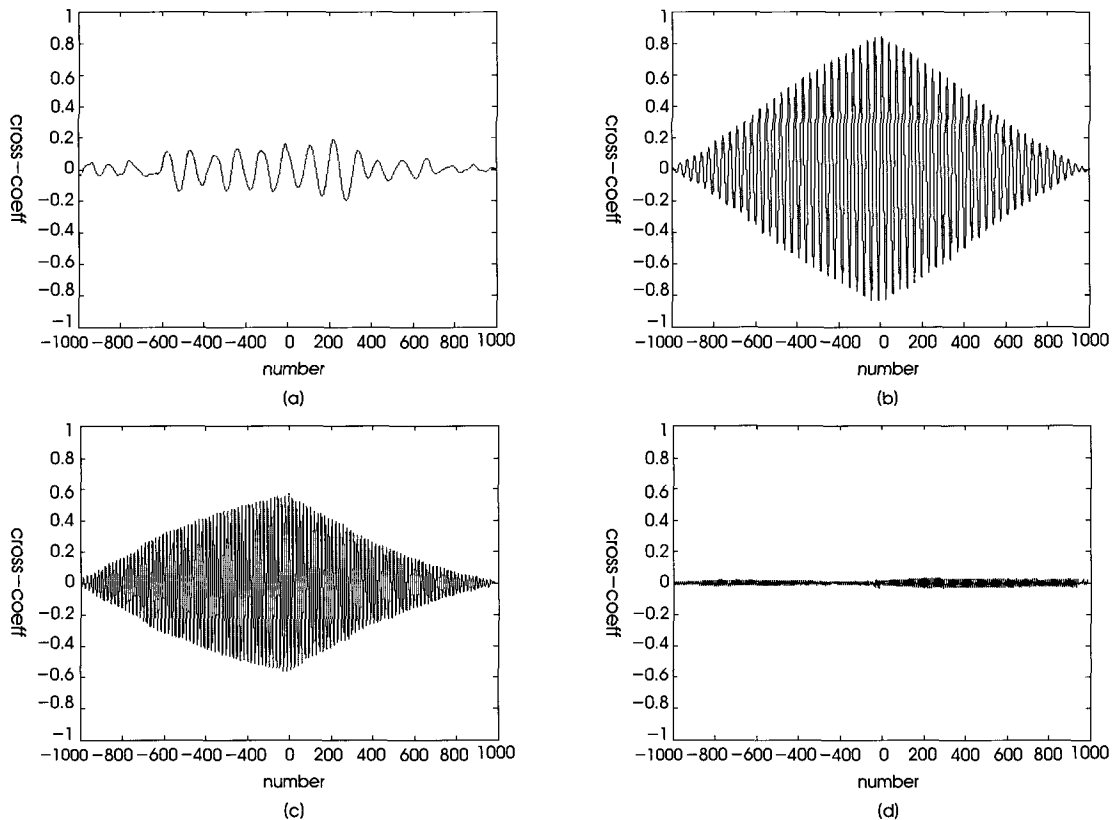


그림 5. 호흡주기와 HRV데이터의 서로 다른 두 신호에 대한 전 측정구간에서의 상호 상관계수 분석.
 (a) 분당 호흡수 2회(0.03Hz), (b) 분당 호흡수 6회(0.1Hz), (c) 분당 호흡수 12회(0.2Hz), (d) 분당 호흡수 24회(0.4Hz).
 Fig. 5. Cross correlation analysis between HRV data and respiration rate.
 (a) 2 breaths/min(0.03Hz), (b) 6 breaths/min(0.1Hz), (c) 12 breaths/min(0.2Hz), (d) 24 breaths/min(0.4Hz).

은 분당 2회의 호흡에서 가장 높았고, 6회와 2회의 호흡주기에서는 12회와 24회의 호흡주기에 비해 비교적 높게 나타났다. 그림3은 한사람의 자원자에 대한 결과 치로서 4개의 호흡주기에 따른 모든 주파수 영역에서의 PSD를 3차원으로 표현하였다. 호흡주기에 따라 HRV 전체 파워스펙트럼이 어느 주파수 대역으로 이동되는지를 관찰할 수 있으며, 호흡 사이클이 높을수록 주파수 대역의 0.15Hz이상에서는 대체적으로 낮은 PSD를 보여 주었다.

C. 상관관계 해석

표6은 호흡주기와 HRV에 대한 상관관계 계수를 분석하여 각각의 호흡주기별로 자원자들의 결과수치를 평균한 것이다. 호흡주기가 0.1Hz에서는 상관관계 계수가 최대 0.84이었으나, 0.4Hz에서는 최소치(0.03)를 보여 주었다. 상관계수의 평균은 호흡주기가 0.1Hz에서 가장 높은 값인 0.67을 얻었고, 0.4Hz에서 가장 낮은 0.16으로 분석되었다. 그림4는 모든 자원자의 상관관계 계수를 평균한 결과이며 4가지의 호흡주기에 따라 값의 추이를 관찰하였다. 그림4와 시간영역 분석결과(그림2)와 비교해 보면 SDNN, RMSSD, pNN50의 파라미터들은 호흡주기에 따른 추이가 매우 유사하게 나타났다. 그림5는 호흡주기와 HRV데이터의 두 신호에 대한 상호 상관관계 계수를 전체 측정구간에서 분석한 결과이다. 상호 상관함수의 그래프가 전체 측정구간에서 두 신호의 상관관계를 보여주는 것이기 때문에 그림5(b)처럼 사인파의 Envelope에 가까울수록 전체 측정구간에서 두 신호가 서로 연동된다는 것을 의미한다. 각각의 그림에서 최대치가 상관관계 계수이다.

IV. 토 의

건강한 성인 남성에서 획득한 HRV데이터는 4가지의 서로 다른 호흡 사이클을 조절하여 RSA의 크기와 호흡주기 사이의 상호연관성을 분석하는데 이용하였다. HRV와 호흡주기와의 상호연관성은 시간 영역분석, 주파수 영역분석, 상호상관관계 계수의 분석을 통해 호흡주기가 어느 정도 HRV에 영향을 미치는지를 확인하였다. RSA크기는 들숨과정에서 최대의 심박수와 날숨과정에서 최소의 심박수를 예측할 수 있어 호흡주기에 따른 심박수의 변화를 분석하여 계산하였다. 평정상태에서 측정된 자원자들의 평균 심박동수는 분당 59-98회였다. 호흡주기는 들숨과 날숨의 비율을 50:50으로 한 사인파의 파형으로 호흡을 유도하였다. 0.1Hz 호흡

주기에서는 1회 호흡주기 내에 10~12번의 심박수를 얻어 평균 11:1(Beat to Respiratory Cycle Ratio, BRR)의 비율을 나타냈다. BRR이 11:1이상에서는 RSA의 크기와 상관관계 계수가 점점 감소된 현상을 볼 수 있었다. 이는 RSA가 BRR과 함께 호흡 순환계와 심혈관계가 서로 긴밀하게 작용하여 호흡주기에 따라 자율신경계에 미치는 영향이 서로 다르다는 것을 보여주었다. 적당한 호흡주기로 호흡을 유도할 경우 자율신경계의 부교감신경과 교감신경 활동을 조절하여 자율신경 기능을 향상시킬 수 있는 최적의 호흡주기가 존재할 것으로 예상되었다.

상호 상관관계 계수의 분석은 긴 호흡주기가 짧은 호흡주기에 비해서 상관성이 낮은 결과를 얻을 수 있기 때문에 시간영역과 주파수영역 분석을 병행하여 검토하였다. 시간영역 HRV해석은 심혈관계의 안정도와 더불어 자율신경계의 제어능력에 관한 정보를 제공해주기 때문에 SDNN, RMSSD와 pNN50등의 파라미터들을 분석하였다[11,12]. 주파수영역 해석은 HRV의 PSD분석을 통해 호흡주기에 따라 PSD의 에너지가 LF, HF에 어느 정도 분포하는지를 확인하여 보았다. 사인파의 호흡주기와 함께 분석된 상관관계의 해석은 시간영역과 주파수 영역의 파라미터들과 비슷한 특성을 보였다. 호흡주기가 0.1Hz에서는 다른 호흡 사이클에 비해서 HRV파라미터들의 값이 상대적으로 높게 나타났으며, 이는 외부환경 변화에 의한 자율신경 기능을 예측할 수 있는 정량적이고 객관적인 평가의 지표가 될 수 있을 것이다.

기본적으로 HRV는 외부 환경의 변화나 여러 요인에 의해 체내에 균형이 깨어지면 자율신경계는 이것을 회복하기 위해서 작용을 하게 된다. 이 과정에서 RR간격의 변화를 관찰할 수 있는데, 일반적으로 내·외부환경 변화에 잘 적응하는 사람일수록 HRV변화 폭은 커지게 된다. 이처럼 HRV로 자율신경계가 내·외부환경 변화에 적절히 대응하는가를 연구하기 위해서는 환경 변화를 조절할 필요가 있는데, 이를 위해 호흡중추를 자극하기 위해 호흡주기를 의도적으로 조절한다면 HRV의 일련의 반응을 연구할 수 있을 것이다[11]. 본 논문에서는 샘플 수(10명)가 작아 유의성을 논하기에는 다소 부족한 부분이 있으나, 0.1Hz 호흡 사이클이 RSA평가에 있어서 외부환경에 대한 자율신경계의 활성도를 추정할 수 있는 유용한 정보를 제공할 것이다. 따라서, RSA수준을 가장 잘 평가할 수 있는 적절한 호흡주기(0.1Hz)가 대략적인 자율신경의 기능을 예측하는데 필요한 인자로 이용될 것이나, 자율신경계의 동작 메커니즘에 대한 구체적인 RSA분석에 대해서는 체계적인 연구가 필요할 것이다. 향후 심혈관계와 호흡 순환계의 상호 동작 메

표 6. 호흡수에 대한 상호 상관계수의 평균 데이터 *(최대/최소).
Table 6. Mean cross correlation factors based on respiration rate *(Max/Min).

	cross-coefficient
2회(0.03Hz)	0.21(0.31/0.08)
6회(0.1Hz)	0.67(0.84/0.51)
12회(0.2Hz)	0.40(0.57/0.18)
24회(0.4Hz)	0.16(0.48/0.03)

커니즘을 설명하기 위해서는 다양한 일회 호흡량을 제어하면서 HRV데이터를 획득·분석할 경우 본 연구의 결과가 중요한 기초 자료로도 활용될 수 있을 것으로 보여 진다.

참고문헌

- [1] Bernardi L, Calciati A, Marti G, Ricordi L, Rossi M, Fratino P, "Beside diagnosis of cardiac autonomic damage by computerized analysis of heart rate-respiration relationship," *Acta Diabetologica Latina*, vol. 23, pp. 141-54, 1986.
- [2] L. Bernardi, A. Calciati, A. Gratarola, I. Battistin, P. Fratino, G. Finardi, "Heart rate-respiration relationship: computerized method for early assessment of cardiac autonomic damage in diabetic patients," *Acta Cardiologica*, vol. XLI., pp.197-206, 3, 1986.
- [3] Bernardi L, Rossi M, Ricordi L, "Clinical assessment of respiratory sinus arrhythmia by computerized analysis of RR interval and respiration," *Giornale Italiano di Cardiologia*, vol. 22, pp. 517-529, 1992.
- [4] Schipke JD, Amold G, Pelzer M, "Effect of respiration rate on short-term heart rate variability," *Journal Clinical and Basic Cardiology*, vol. 2(Issue 1), pp. 92-95, 1999.
- [5] Poyhonen M, Syvaaja S, Hartikainen J, Ruokonen E, Takala J., "The effect of carbon dioxide, respiratory rate and tidal volume on human heart rate variability," *Acta Anaesthesiologica Scandinaviac*, vol. 48, pp. 93-101, 2004.
- [6] Henry RA, Lu IL, Beightol LA, Eckberg DL, "Interactions between CO2 chemoreflexes and arterial baroreflexes," *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology*, vol. 274, pp. H2177-87, 1998.
- [7] Strauss-Blasche G, Moser M, Voica M, McLeod DR, Klammer N, Marktl W., "Relative timing of inspiration and expiration affects respiratory sinus Arrhythmia," *Clinical Experimental Pharmacology and Physiology*, vol. 27, pp. 601-6, 2000.
- [8] Furutani Y, Shiigi T, Nakamura H, Nakamura Y, Ishizaki H, Uchiyama K et al., "Influence of the dead space induced by the face mask on the measure of heart rate variability," *Journal of Cardiology*, vol. 29, no. 171-6, 1997.
- [9] Lt Col KK Tripathi, "Respiration and heart rate variability: A review with special reference to its application in aerospace medicine," *Indian Society of Aerospace Medicine*, vol. 48(1), pp. 64-75, 2004.
- [10] L Bernardi, M Rossi, F Soffiantino, G Marti, L Ricordi, G Finardi and P Fratino, "Cross-correlation of heart rate and respiration versus deep breathing. Assessment of a new test of cardiac autonomic function in diabetes," *A journal of the American Diabetes Association*, vol. 38, pp. 589-96, 1989.
- [11] 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.
- [12] HeartMath Research center, *Autonomic Assessment Report: A Comprehensive Heart Rate Variability Analysis*, 1996.