

Head-up Tilt상태에서 심박변동과 자율신경활동 균형의 관계에 관한 연구

정기삼*·신건수**·안 준***·전중선***·김준수****·박창일***·이명호*

= Abstract =

A Study on Relationship between Heart Rate Variabilities and Autonomic Balance during Head-up Tilt

Keesam Jeong, Kunsoo Shin, Juhn Ahn, Joongson Chon, Junesoo Kim, Changil Park, Myoungcho Lee

In this paper, the power spectral analysis of heart rate variability(HRV) was performed to evaluate effects of orthostatic stress with head-up tilt on autonomic nervous system(ANS) for 25 healthy male subjects(age : 24 ± 5 yr.) and a new method was proposed to assess the autonomic balance. The ECG and respiration signals were recorded at tilt angles of 0° , 45° , 90° and 0° successively for 10 minutes per each stage under the condition of frequency controlled respiration(0.25Hz). Heart rate(HR) gradually increased as the angle increased. Similarly, according to the increment of angle, normalized low frequency component(0.05~0.15Hz) gradually increased, whereas normalized high frequency component (0.20~0.30Hz) was reduced. From these results it is speculated that orthostatic stress, head-up tilt, results in the prevalence of sympathetic tone in autonomic balance with the increment of sympathetic tone and the decrement of parasympathetic tone, which seems to mean that autonomic nervous system plays a major role in compensating for disturbances of cardiovascular system due to it.

Key words : Heart Rate Variability(HRV), Autonomic Nervous System(ANS) Orthostatic Stress, Head-up Tilt Test

서 론

자율신경계의 이상이 여러 심질환의 발병에 크게 관여한다는 인식이 고조되면서 자율신경계의 활동을 정확하게 평가할 수 있는 방법의 필요성이 크게 부각되고 있다. 18세기 초, Hales와 Haller에 의해 혈압과 심박의 주기적인 변화가 자율신경계의 활동과 밀접한 관련이 있다는 사실이 보고된 후, 최근 심박변동의 전력스펙트럼분석은 심피

성과 재현성이 뛰어난 비침습적인 자율신경계 기능 평가 수단으로서 활발한 연구가 시도되고 있다.

일반적으로, 심박변동의 전력스펙트럼상에는 세가지 주요한 주기성분이 존재한다. 첫째는 0.2Hz에서 0.4Hz 사이에 존재하는 호흡활동과 관련이 있는 고주파성분(이하 HF 성분), 둘째로는 혈압조절메카니즘의 활동을 반영하는 'Mayer 파'라고 알려진 0.1Hz부근의 저주파성분(이하 LF 성분)이며, 셋째로 체온조절계와 밀접한 관련이 있는

* 연세대학교 공과대학 전기공학과

* Dept. of Electrical Eng., College of Engineering, Yonsei University

** 연세대학교 의료기기 기술연구소

** The Institute of Medical Instruments Technology, Yonsei University

*** 연세대학교 의과대학 재활의학과

*** Dept. of Rehabilitation Med., College of Medicine, Yonsei University

**** 삼성서울병원 심혈관센터

**** Cardiovascular Center, Samsung Medical Center

통신저자 : 이명호, (120-749) 서울시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 전기공학과, Tel. (02)361-2770, Fax. (02)392-4677

※이 연구는 1996년도 보건복지부 G7 의료공학기술개발사업의 연구지원에 의해 수행되었음.(과제번호 : HMP-96-G-1-14)

초저주파성분(이하 VLF 성분)이다. 이러한 주기성분은 체내/외적인 환경변화에 따라 변동하며, 이와 같은 변동은 심혈관계의 조절에 있어서 중요한 역할을 수행하는 자율신경계의 활동을 반영한다.

심박변동의 전력스펙트럼분석에 있어서 자율신경계활동을 평가하기 위한 지표로서 LF 성분과 HF 성분이 사용된다. 즉, 호흡률과 일치하는 HF 성분은 부교감신경계의 활동에 대한 지표로서 널리 사용되고 있다. 그러나, 0.1Hz를 중심으로 하는 LF 성분에 대한 생리학적 해석은 연구자들에 따라 다르게 보고되고 있다. Akselrod[1], Butler[2]등은 부교감신경 차단제인 아트로핀(atrophine)을 투여한 결과, HF 성분뿐만 아니라 LF 성분도 감소하였다는 점에서 LF 성분은 교감신경계 및 부교감신경계의 활동을 동시에 반영한다고 보고하였다. 한편, Malliani[3]등은 관상동맥 또는 총경동맥(common carotid arteries)을 폐쇄(occlusion)시킨 동물실험에서 LF 성분이 증가하였다는 결과로부터 LF 성분은 주로 교감신경계의 활동을 반영한다고 보고하였다. 이와 같은 차이는 자율신경계를 자극하기 위해 사용된 프로토콜의 차이에 기인한다고 사료된다. 따라서, LF 성분이 교감신경계 활동의 변화를 반영할 수 있는 프로토콜을 찾는 것은 심박변동의 전력스펙트럼분석에 있어서 매우 의미 있는 것이라 사료된다.

이를 위하여, 본 연구에서는 그와 같은 프로토콜을 설정하기 위해 다음과 같은 가설을 설정하였다. 즉, 안정시에 있어서 LF 성분이 교감신경계와 부교감신경계의 활동을 동시에 반영할지라도, 교감신경계의 활동을 항진시키는 프로토콜을 사용하면으로써, LF 성분이 교감신경계의 활동도를 반영하는 신뢰성 높은 지표로서 사용 가능하다고 가설을 설정하였다. 일반적으로, 교감신경계의 활동을 항진시키기 위한 프로토콜로서 직립부하[2-5], 정적/동적 운동부하[6-7], 정신적 스트레스[8-9] 등이 널리 사용되어 왔으나, 이 중에서 틸트테이블을 이용한 직립부하 프로토콜은 정상인은 물론 환자에게도 적용하기 쉽다는 점에서 가장 많이 사용되고 있다. 그러나, 심박변동의 전력스펙트럼분석을 사용하여 틸트테이블에 의한 직립부하시의 자율신경계활동을 평가한 연구는 서로 다른 결과를 보고하고 있다. Lipsitz[4]등은 젊고 건강한 12명의 피검자에 대해 틸트테이블의 각도를 60°로 유지한 직립부하 실험에서 총전력(total power), LF 성분, HF 성분은 안정시(0°)에 대해 변하지 않았다고 보고하였다. 반면에 Mukai[5]등은 틸트테이블의 각도를 변화시키는 직립부하 실험에서, 틸트테이블의 각도가 증가함에 따라 총전력과 HF 성분은 점차적으로 감소하였고, LF 성분은 30°까지 점차적으로 증가하였으나 그 이상의 각도에서 점차적으로 감소하였다고 보고하였다. 이들은 HF 성분에 대한 LF 성분의 비(LF/HF)로서 교감신경계활동의 지표로 사

용하였으며, 이는 틸트테이블의 각도가 증가함에 따라 증가하였다. Butler[2]등도 틸트테이블을 사용한 단계적 직립부하 실험에서 유사한 결과를 보고하였다. 그러나, 이들이 교감신경계활동의 지표로 사용한 LF/HF비의 증가는 그들의 결과에서 알 수 있듯이 HF 성분의 감소, 즉 미주신경활동의 저하를 반영할 가능성이 있다.

따라서, 본 연구에서는 25명의 젊고 건강한 남성피검자를 대상으로 틸트테이블에 의한 단계적 직립부하 실험(0°, 45°, 90°)을 수행하여 얻어진 데이터의 전력스펙트럼분석을 통해 기존의 연구에서 보고된 상이한 결과를 재평가함과 동시에 본 연구에서 설정한 가설의 검증을 통해 정상인의 자율신경계활동을 정량적으로 평가할 수 있는 지표를 제시하여 자율신경계의 평가를 위한 프로토콜로서 직립부하의 재현성 및 유효성을 검증하고자 한다. 또한 자율신경계의 균형을 효율적으로 표시할 수 있는 새로운 방법을 제시하고 기존의 LF/HF비에 의한 방법과 비교분석하고자 한다.

실험 방법

본 논문에서는 자율신경계의 이상으로 인한 여러 심장 질환, 당뇨병, 고혈압이나 저혈압 증세가 없고, 자율신경계에 영향을 미칠 수 있는 약물을 복용하지 않은 건강한 남성 25명을 피검자로 선정하였다. 피검자에게는 실험 24시간 전부터 실험시까지 자율신경계에 영향을 미칠 수 있는 음주, 카페인을 함유한 청량음료 등의 섭취를 금지하도록 지시하였다. 외적 환경에 의한 자율신경계의 영향을 최소화하기 위하여, 실험은 식사를 하고 최소한 2시간이 경과한 후에 조용하고 온도조절(23°C-24°C)이 된 실험실에서 실시하였다. 각 피검자의 호흡률은 개인적인 차이가 있고, 심박변동에 큰 영향을 주기 때문에, 본 실험에서는 피검자의 호흡을 분당 15회(0.25 Hz)로 조절하였다. 본 실험에서 설정한 분당 15회의 호흡조절은 일반적인 사람들의 자연스러운 호흡주파수로 알려져 있으며, 미주신경 활동도를 반영하는 HF 영역과 교감신경활동도를 반영하는 LF 대역이 겹치는 것을 방지해 줌으로써 이들에 대한 정확한 평가를 가능하게 해준다.

실험 당일 피검자는 0°에서 90°까지 각도를 조절할 수 있는 모터 제어식 틸트테이블(Laberne MFG Co., Model 1060E, 미국)상에서, 데이터 수집장치로부터 발생하는 소리에 따라 호흡률을 조절하는 법을 연습하면서 실험 환경에 적응하도록 하였다. 그 후, 피검자는 틸트테이블상에서 누운 상태로 10분간의 안정을 취한 후, 표 1과 같은 실험 프로토콜하에서 심전도와 호흡신호를 동시에 기록하였다.

심전도 신호는 QRS군을 비교적 크게 기록할 수 있는

표 1. 직립부하 실험 프로토콜

Table 1. Experiment protocol for orthostatic stress

Step	Position	Time	Description
0	supine	10min.	Resting
1	supine	5min.	Start Acquisition
2	supine	5min.	0° Data
3	45° tilted	5min.	27sec:tilting Transient
4	45° tilted	5min.	45° Data
5	standing	5min.	27sec:tilting Transient
6	standing	5min.	90° Data
7	supine	5min.	54sec:tilting Transient
8	supine	5min.	0° Data

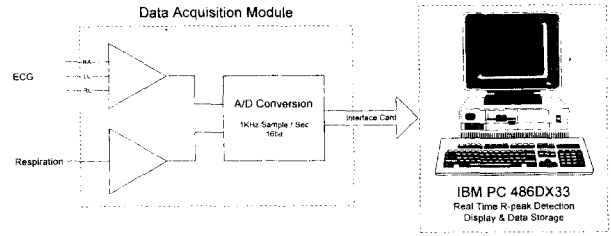


그림 2. HRV 데이터 수집 시스템의 블록선도
Fig. 2. Block diagram of HRV data acquisition system

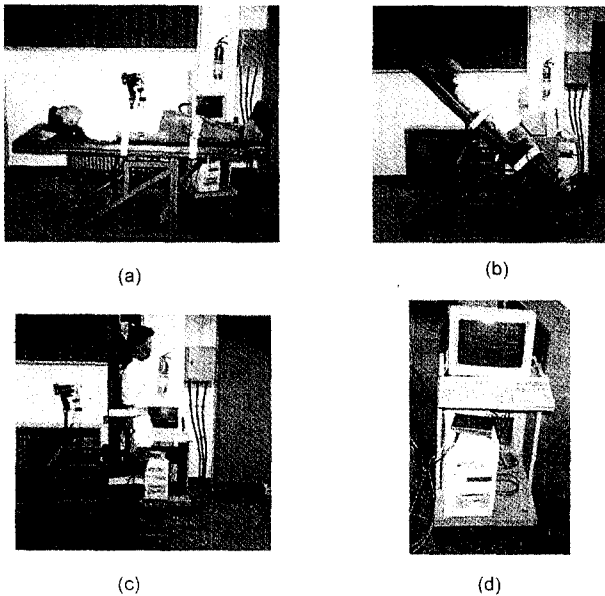


그림 1. 실험 과정 및 데이터 수집 시스템
Fig. 1. Experiment procedure and data acquisition system
(a) Supine (b) 45° Tilted
(c) Standing (d) HRV data acquisition system

리드 II를 사용하여 기록하였다. 호흡신호는 피검자의 호흡률과 심박변동의 HF 성분과의 관계를 측정하기 위한 것으로, 지름이 0.01인치인 J 형 열전대를 이용하여 제작한 센서를 피검자의 코밑에 부착하여, 호흡시 발생하는 외부 공기와의 온도차를 측정하였다.

그림 1은 본 실험 과정과 본 연구를 위해 제작한 실험 장비에 대한 사진이고 그림 2는 심전도 신호와 호흡신호를 기록하기 위해 본 연구에서 설계한 기록장치의 시스템 블록선도이다. 샘플링율(sampling rate)에 따른 R파의 검출오차를 최소화하기 위해서는 500Hz 이상의 샘플링 주파수가 요구되며, 본 논문에서는 심전도 신호를 1000Hz의 주파수로 샘플링하여 기록하였다.

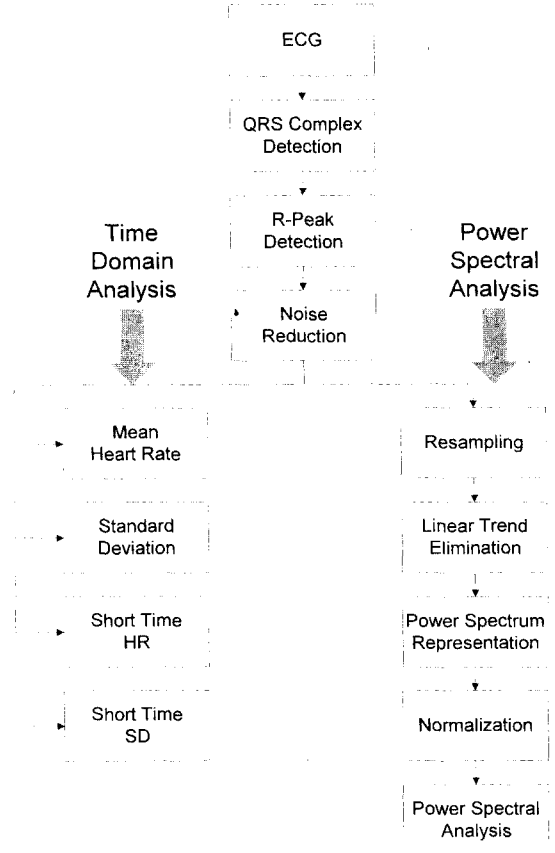


그림 3. 심혈관 변동 신호 처리 과정
Fig. 3. Procedure of HRV signal processing

심박변동 신호처리

그림 3은 본 연구에서 심박변동 신호를 처리하는 과정을 나타낸 것이다.

심박변동신호를 유도하기 위해서 먼저 A/D 변환된 심전도 신호로부터 R파를 검출하여 심박동열(cardiac event series)을 구성하였다. 본 연구에서 R파는 위상학적 맵핑을 이용한 수정된 공간속도(spacial velocity) 알고리즘

[10]을 사용하여 검출하였다. 이와 같은 심박동열은 등간격(evenly spaced)의 신호가 아니기 때문에 기존의 전력스펙트럼 추정 알고리즘을 직접 적용할 수 없다. 따라서, 심박변동의 전력스펙트럼 해석을 위해서는 심박동열로부터 등간격의 심박변동신호를 유도하여야 한다. 이를 위해 Instantaneous Heart Rate Series(IHRS), Delayed Heart Rate Series(DHRS), Low-Pass Filtered Event Series(LPFES), Berger's Series, Tachogram(Heart rate series and RR interval series), Cubic Spline Interpolated Series(CSIS) 등 많은 방법이 제안되었다 [11]. 본 연구에서는 IHRS 방법과 유사한 순시 R-R간격열 (instantaneous R-R interval series)을 구한 후, 이를 4Hz로 재샘플링하여 등간격의 심박변동신호를 유도하였다. R 파의 위치를 $R(i)$, R-R 간격을 $RR(i)$, 그리고 재샘플링 간격을 ΔT (본 연구에서는 0.25ms)라 하면 심박변동신호 $HRV(n)$ 은 식 (2)와 같이 표현될 수 있다.

$$RR(i) = R(i) - R(i-1), \quad RR(0) = R(1) \quad (i=1,2,\dots) \quad (1)$$

$$HRV(n) = RR(k), \quad R(k) \leq n\Delta T \leq R(k+1), \quad (n,k=1,2,\dots) \quad (2)$$

또한 심박변동 해석의 목적은 동방결절(SA node)에 대한 자율신경계의 영향을 평가하기 위한 것으로서, 일련의 심박동열에 포함된 심실성 부정맥이나 여러 가지 잡음은 제거되거나 보상되어야 한다. 일반적으로 정상인에 대한 심박수의 범위는 60BPM~100BPM으로 알려져 있지만 이것은 누운 상태에서 안정시 분당 평균 심박수를 의미하는 것으로, 호기/흡기 또는 자세에 따라 심박동은 항상 변동하고 있기 때문에 임상 검사법에서 사용하는 평균 심박수의 기준과는 다른 기준이 필요하다. 본 논문에서는 심박 변동시 나타날 수 있는 최대/최저 박동수인 40BPM~120BPM 범위를 벗어나거나 단계별 구간 평균 R-R 간격의 $\pm 50\%$ 를 벗어나는 박동을 오류로 인식하고, 오류로 인식된 것은 정상적인 전 후 박동의 평균 R-R 간격으로 선형보간(linear interpolation)하여 대처하였다. 이렇게 얻어진 심박변동신호를 1024개의 샘플로 구성된 연속적인 레코드로 분할하였다. 분할된 각 레코드에는 레코드 길이에 해당하는 주기를 갖고 자율신경활동과 무관한 DC에 가까운 선형적 경향(linear trend)이 존재하며, 이는 LF성분에 영향을 미칠 수 있기 때문에 이를 제거한 후, 전력스펙트럼을 추정하였다. 전력스펙트럼은 Burg의 최대엔트로피법(maximum entropy method)[12][13]을 사용하여 추정하였으며 차수는 30으로 하였다. 최종적으로 추정된 전력스펙트럼으로부터 자율신경계의 활동을 반영하는 지표, 즉 LF 성분과 HF 성분을 계산한다. 이들 대역의 결정은 실험의 목적, 프로토콜 그리고 대상자에 따

라 조금씩 차이가 있다. 일반적으로 LF 성분의 경우, 0.04~0.15Hz[4][5][14]중 임의의 구간을 사용하고 있다. HF 성분의 설정은 호흡조절을 하지 않는 경우에는 0.15~0.5Hz[2][9]를 사용하고 호흡조절을 할 경우에는 호흡주파수를 중심으로 $\pm 0.03 \sim \pm 0.05$ Hz 대역[5][6]으로 결정하여야 한다. 본 논문에서는 피검자 25명의 전력스펙트럼을 분석하여 LF의 중심 주파수(0.101 ± 0.011 Hz)와 HF의 중심 주파수(0.25Hz : 호흡률)를 구한 후, 각 중심 주파수의 전 후 0.05Hz에 속하는 성분을 적분한 값을 LF 성분과 HF 성분으로 정의하였다. 일반적으로 LF 성분은 혈압조절을 담당하고 있는 압수용체반사(baroreflex)와 관련이 있으며, 주로 교감신경의 활동도를 나타내는 반면, HF 성분은 호흡과 관련이 있으며 부교감신경중에서 특히 미주신경의 활동도를 반영하는 지표로 알려져 있다. 그러나, 심박변동의 전력스펙트럼은 피검자와 프로토콜의 각 단계에 따라 총 전력(즉 분산)이 큰 편차를 보인다. 따라서, 이와 같은 차이를 보상하기 위하여 심박변동에 영향을 미치는 교감신경계와 부교감 신경계의 활동 지표로서 LF 성분과 HF 성분의 상대적 전력을 사용하는 것이 바람직하다. 또한 DC 성분 및 VLF 성분은 주기가 매우 긴 초저주파 성분이므로 본 연구에서 사용한 레코드 길이로는 분석이 불분명하며, 생리학적 메카니즘 역시 명확하지 않기 때문에 본 연구에서 제거하였다. 본 논문에서는 식 (3)과 같이 각 전력 성분을 전체 전력(P_{total})에서 VLF 성분(P_{VLF})을 뺀 나머지 값으로 나누어 정규화하였다.

$$NP(f) = \frac{P(f)}{P_{total} - P_{VLF}} \quad (3)$$

$$LF_N = \int_{0.05}^{0.15} NP(f) df, \quad HF_N = \int_{0.2}^{0.3} NP(f) df, \quad (4)$$

식 (3)에 의하여 정규화된 전력을 가지고 정규화된 LF 성분(이하 LF_N 성분)과 정규화된 HF 성분(이하 HF_N 성분)을 식 (4)와 같이 계산하였다. 본 논문에서는 여기서 계산된 LF_N 성분을 교감신경계의 활동도를 나타내는 지표로, HF_N 성분을 부교감신경계의 활동도를 나타내는 지표로 사용하였다.

앞에서 서술한 여러 견해차에도 불구하고, 학자들은 인체에 직립부하가 가해졌을 때에 교감신경계의 활동은 증가하지만 부교감신경계의 활동은 감소한다는 사실에는 동의하였다. 이러한 경향을 정량적으로 표시할 수 있는 지표로, 본 논문에서는 직립부하에 대한 자율신경계의 길항작용에 의해 발생하는 교감신경활동항진(increment of sympathetic tone, 이하 IST)과 부교감신경활동감소(decrement of parasympathetic tone, 이하 DPT)를 식 (5), (6)과 같이 제안하였다.

$$IST = LF_{N90} - LF_{N0} \quad (5)$$

$$DPT = HF_{N0} - HF_{N90} \quad (6)$$

여기서, LF_{N0} 과 HF_{N0} 은 틸트테이블의 각도가 0° 상태에서 교감신경계의 활동도와 부교감신경계의 활동도를 나타내고, LF_{N90} 과 HF_{N90} 은 하고, 90° 상태에서의 교감신경계의 활동도와 부교감신경계의 활동도를 나타내며, 식 (7), (8)과 같이 표현된다.

$$LF_{N0} = \int_{0.05}^{0.15} NP_0(f)df, \quad HF_{N0} = \int_{0.2}^{0.3} NP_0(f)df \quad (7)$$

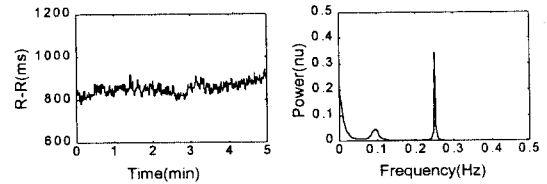
$$LF_{N90} = \int_{0.05}^{0.15} NP_{90}(f)df, \quad HF_{N90} = \int_{0.2}^{0.3} NP_{90}(f)df \quad (8)$$

위에서 설명한 주파수영역의 지표외에 평균, 분산의 시간영역의 파라미터를 토대로 프로토콜의 각 단계에 대한 비교는 'unpaired student-t' 테스트를 통해 이루어졌다. 모든 데이터는 '평균 ± 표준편차'로 나타내었으며, 유의차 (significant difference)는 $p < 0.05$ 로 하였다.

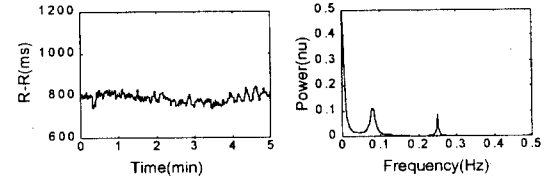
결과 고찰

본 실험에서는 25명의 피검자를 대상으로 틸트테이블을 이용하여 피검자의 자세를 누운 상태(0°)→ 45° 상태→직립상태(90°)→누운상태(0°)의 4단계로 조절하면서, 피검자의 심전도신호 및 호흡신호를 기록한 후, 각 자세가 자율신경계에 미치는 영향을 조사하기 위해 심박변동의 전력스펙트럼 해석을 수행하였다.

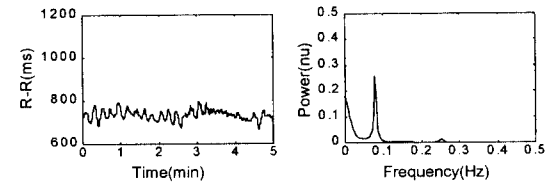
그림 4는 21세 남성 피검자로부터 얻은 각 단계별 심박변동신호의 변화와 대응되는 정규화된 전력스펙트럼을 나타낸 것이다. 전력스펙트럼상에는 앞에서 설명한 3개의 주요 피크가 존재하는데, 0.04Hz 이하의 VLF 성분, 0.05Hz에서 0.15Hz 사이의 LF 성분, 그리고 0.25Hz 중심의 HF 성분이 나타나 있다. 그림 4(a)는 안정시 누운 상태에서의 심박변동신호와 정규화된 전력스펙트럼을 나타낸 것으로 HF 성분이 LF 성분에 비하여 상대적 우위를 나타낼 수 있다. 그림 4(b)와 (c)에 나타나 바와 같이, 각도의 증가에 따라 LF 성분의 상대적인 증가와 HF 성분의 상대적인 감소가 뚜렷하게 나타남을 알 수 있다. 그림 4(d)는 직립부하를 가한 후 다시 누운 상태로 환원하였을 때의 심박변동신호와 정규화된 전력스펙트럼을 나타낸 것으로 그림 4(a)와 마찬가지로 HF 성분의 상대적 우위를 관찰 할 수 있다. 이러한 변동은 다음과 같은 심혈관계의 반응에 의해 나타나게 된다. 틸트테이블의 각도가 증가함에 따라 혈액은 하지로 이동하여 심장으로서의 정맥환류량(venous return)이 크게 감소되며, 이로 인해 혈압 또한 감소되어 심박출량이 감소한다. 심혈관계 제어



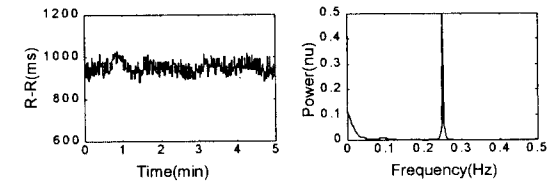
(a) 누운 상태(Step 2)



(b) 45° 틸트 상태(Step 4)



(c) 직립 상태(Step 6)



(d) 직립부하 후 누운 상태(Step 8)

그림 4. 21세 남성 피검자의 심박변동신호와 그 신호의 정규화된 주파수 분포
Fig. 4. HRV signal and its normalized frequency distribution of 21-year old male subject

시스템은 이와 같은 불균형을 상쇄하고자 하는 방향으로 작용하는데, 이때 압력수용체반사계가 가장 중요한 역할을 수행한다. 혈압의 감소는 대동맥궁(aortic arch)이나 경동맥(carotid sinus) 부근에 존재하는 압력수용체에 감지되어 구심성 신경로를 통해 뇌간(brainstem)에 존재하는 심혈관중추(cardiovascular center)에 전달된다. 심혈관중추는 이와 같은 구심성 정보를 통합하여, 혈압의 감소를 보상하는 방향으로 심장이나 혈관에 분포하는 자율신경계의 활동도를 조절한다. 즉, 압력수용체반사계는 심박수와 혈관저항을 증가시킴으로써 혈압의 감소를 보상하게 된다.

본 연구에서 얻어진 결과는 위에서 언급한 직립부하에 대한 심혈관계의 반응을 뒷받침하고 있다. 그림 5, 6, 7, 8은 각도에 대한 심박변동 신호의 변화를 나타낸 것인데

표 2. 심박변동의 시간영역 및 주파수 분석 결과(* $p < 0.05$, ** $p < 0.001$)

Table 2. Result of time and frequency analysis of HRV

Component	Angle (Step 2)	45° (Step 4)	90° (Step 6)	0° (Step 8)
HR	65.6 ± 7.6	75.2 ± 9.6*	82.6 ± 11.8**	65.3 ± 8.1
LF _N	0.284 ± 0.134	0.460 ± 0.168**	0.543 ± 0.154**	0.240 ± 0.124
HF _N	0.512 ± 0.180	0.253 ± 0.164**	0.208 ± 0.151**	0.567 ± 0.191

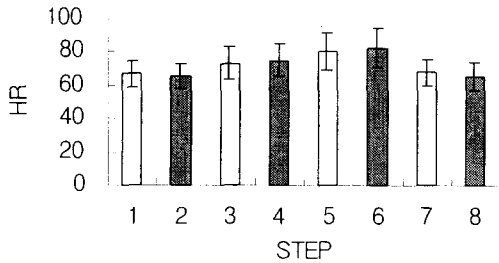


그림 5. 자세에 따른 평균 심박수의 변화 추이
Fig. 5. Fluctuation of heart rate according to subjects posture

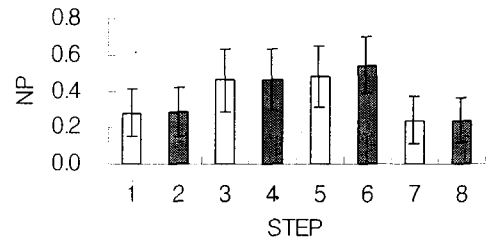


그림 6. LF_N 성분의 틸트 각도에 따른 변화 추이
Fig. 6. Changes of LF_N component according to tilt angle

단계 1, 3, 5, 7은 틸트테이블의 각도 변경 시간과 각도에 대한 적응기이고 단계 2, 4, 6, 8은 적응된 결과를 나타낸 것이다. 표 2는 단계 2, 4, 6, 8에 대한 결과를 수치적으로 표시한 것이다.

그림 5는 자세에 따른 평균 심박수의 변동 추이를 나타낸 것으로, 심박수는 각도가 증가(0°→45°→90°)함에 따라 점차적으로 증가하였다(표 2 참조). 이는 직립부하의 증가에 따른 혈압의 감소로 초래된 심박출량의 감소를 보상하기 위해 심박수가 증가됨을 의미한다.

그림 6은 LF_N 성분의 틸트 각도에 따른 변화 추이를 나타낸 것으로 각도가 증가함에 따라 LF_N 성분도 증가하는 성향을 나타내었으나, 45°와 90°간에는 유의차가 없었다($p=0.07$) (표 2 참조). 반면에, 그림 7은 HF_N 성분의 틸트 각도에 따른 변화 추이를 나타낸 것으로, HF_N 성분은 각도가 증가함에 따라 감소하였으나, 45°와 90°간에는 유의차가 없었다($p=0.32$) (표 2 참조). 이와 같은 결과는 교감신경계 활동의 항진(LF_N 성분의 증가)과 부교감신경계 활동의 감소(HF_N 성분의 감소)로 인해 자율신경계의 평형면에서 교감신경계 활동의 우위가 초래되고, 이와 같은 교감신경계 활동의 우위가 직립부하의 증가에 따른 심박수의 증가에 관여함을 의미한다. 또한 틸트테이블의 각도가 0°에서 45°로 변화되었을 때의 LF_N 성분의 증가량과 HF_N 성분의 감소량(각각 64%, 51%)에 비해 45°에서 90°로 변화되었을 때의 LF_N 성분의 증가량과 HF_N 성분의 감소량(각각 17%, 12%)이 훨씬 적었다. 이와 같은 결과로부터, 90°에서와 같이 직립부하가

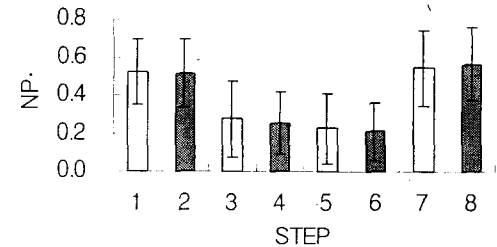


그림 7. HF_N 성분의 틸트 각도에 따른 변화 추이
Fig. 7. Changes of HF_N component according to tilt angle

큰 경우 45°에 비해 크게 감소된 심박출량을 보상하기 위해서는 심박수의 증가만으로는 불충분하기 때문에, 심혈관 중추는 정맥혈류량이 증가하도록 혈관계의 평활근에 분포하는 교감신경계의 활동도를 증가시키리라 예상된다. 각도가 90°에서 0°로 회복됨에 따라 심박수, LF 성분 및 HF 성분도 원래의 상태로 회복되어 갔다. 이와 같은 결과는 자율신경계의 활동을 평가함에 있어서 심박변동의 전력스펙트럼 해석의 재현성이 뛰어나함을 의미한다.

그림 8은 기존의 방법에 의한 자율신경계의 균형을 나타내는 지표인 LF/HF 비의 각도에 따른 변화를 나타내었다. 각도의 증가에 따라 LF 성분의 우위를 나타내고 있다. 그림 9는 누운 상태에 대한 직립상태에서의 LF/HF 비 증가량을 각 피검자 별로 계산한 다음 25명에 대하여 그 분포를 나타낸 것으로 개인에 따라 큰 차이를 보이고 있음을 나타낸다. 즉, LF/HF 비의 증가는 교감신경

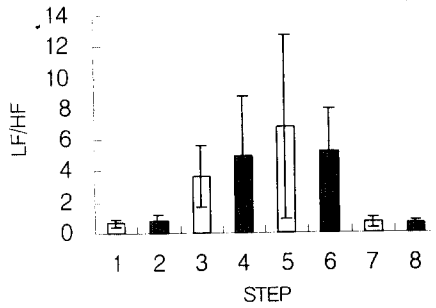


그림 8. LF/HF 비의 변화 추이
Fig. 8. Changes of LF/HF ratio

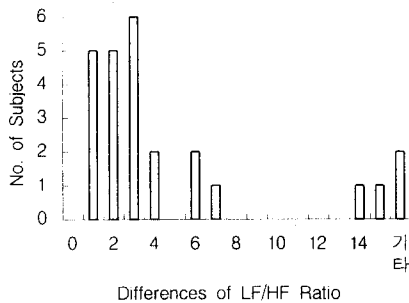


그림 9. 직립부하에 대한 LF/HF 비의 증가량에 대한 분포도 (n=25)
Fig. 9. Histogram of increments of LF/HF ratio after orthostatic stress(n=25)

의 상대적 우위를 반영할 수는 있지만, 교감신경계와 부교감신경계의 상호 관계를 정의하기 위한 지표로는 부적합하다. 한편, 그림 10은 본 논문에서 제안한 IST와 DPT의 직립부하에 따른 경향을 나타낸 것으로 교감신경 활동의 증가와 부교감신경 활동의 감소가 균형(IST/DPT≒1)을 이루고 있음을 잘 반영하고 있다. 각 피검자들의 자세가 0°에서 90°로 변화하였을 때, 개인적인 생리학적 차이로 인하여 교감신경 활동 증가분에 차이는 있지만, 교감신경활동의 증가분 만큼 부교감신경의 활동이 상대적으로 감소됨을 알 수 있었다.

결 론

본 연구에서는 head-up tilt와 같은 직립부하에 대한 자율신경계의 반응을 평가하기 위하여 틸트테이블을 이용한 직립부하 프로토콜을 설계하고 직립부하시 심박변동의 전력스펙트럼 해석을 수행하였다. 그 결과, 직립부하는 자율신경계의 평형면에서 교감신경계의 우위(교감신경계의 증가와 부교감신경계의 감소)를 초래하였다. 이와 같은 결과는 자율신경계가 직립부하로 인한 심혈관계의 교란에 대해 심혈관계의 항상성을 유지하기 위해 중요한 역

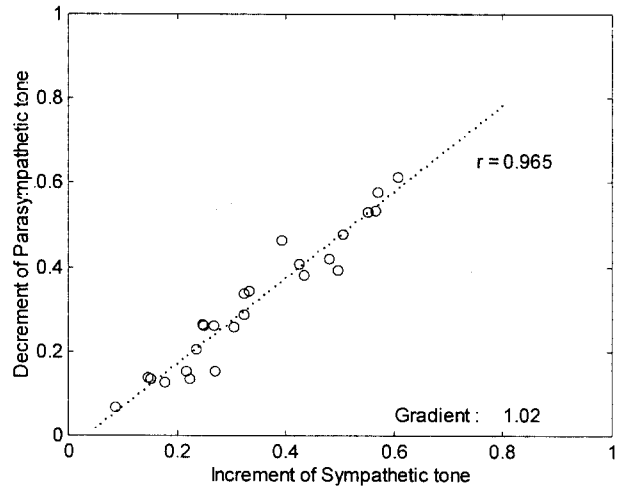


그림 10. 직립부하에 대한 교감신경과 부교감 신경의 균형(n=25)
Fig. 10. Autonomic balance before and after orthostatic stress(n=25)

할을 수행함을 의미한다. 본 연구의 결과는 다음과 같다.

1. 본 논문에서 사용한 정규화된 전력스펙트럼 상의 LF_N 성분과 HF_N 성분은 직립부하에 대한 교감신경계의 우위를 잘 반영하였으며, 따라서 직립부하시의 LF_N 성분은 교감신경 활동을 나타내는 지표로, HF_N 성분은 부교감신경의 활동을 나타내는 지표로 유용함을 알 수 있었다.
2. 틸트테이블의 각도가 90°에서 0°로 회복됨에 따라 심혈관계 역시 빠른 속도로 회복됨을 평균 심박수와 파워스펙트럼을 통하여 관찰 할 수 있었다. 이는 틸트테이블에 의한 직립 부하실험이 재현성이 뛰어나고 비관혈적 자율신경활동 평가에 유용한 수단임을 말해주고 있다.
3. 그림 10에서 볼 수 있듯이 건강한 피검자에 대하여 직립부하를 가할 경우, 25명에 대한 교감신경활동의 증가량(IST)과 부교감신경활동의 감소분(DPT) 사이에는 선형 관계가 유지됨을 발견 하였다. 이러한 선형 경향은, 피검자 그룹과 개체수가 한정되어 있기는 하지만, IST와 DPT가 자율신경의 활동을 표시할 수 있는 중요한 지표로써의 가능성 크다는 사실을 의미한다.

따라서, 모든 정상인에 대해 적용을 하기 위해서는 성별, 연령별 그룹에 대한 지속적인 연구가 필요하며, 자율신경계 이상으로 인한 비정상 그룹에 관한 연구 역시 병행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. S.Akselrod, D.Gordon, F.A.Ubel, D.C.Shannon, A. C.Barger, R.J.Cohen, "Power spectrum analysis of heart fluctuation:a quantitative probe of beat-to-beat

- cardiovascular control", Science, Vol.213, No.10, pp. 220-222, 1981.
2. G.C. Butler, Y. Yamamoto, R.L. Hughson, "Heart rate variability to monitor autonomic nervous system activity during orthostatic stress", J.Clin.Pharmacol, Vol.34, pp.558-562, 1994.
 3. A. Malliani, F. Lombardi, M. Pagani, "Power spectrum analysis of heart rate variability: a tool to explore neural regulatory mechanism", British Heart J., Vol.72, pp.1-2, 1994.
 4. L. Lipsitz, J. Mietus, G.B. Moody, A.L. Goldberger, "Spectral characteristic of heart rate variability before and during postural tilt", Circulation, Vol.81, No.6, pp.1803-1810, 1990.
 5. S. Mukai, J. Hayano, "Heart rate and blood pressure variabilities during head-up tilt", J. of App. Physiology, Vol.1, pp.212-216, 1995.
 6. Kunsoo Shin: *The study on Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability for Assessment of Autonomic Functions in Cardiovascular Control*. Keio University, The Ph.D. Dissertation, 1995.
 7. H.K. Naver, C. Blomstrand, G. Wallin, "Reduced heart rate variability after right-side stroke", Stroke, Vol.27, pp.247-251, 1996.
 8. G. Mulder, L.J.M. Mulder, "Information processing and cardiovascular control", Psychophysiology, Vol. 18, No.4, pp.392-402, 1981.
 9. R. McCraty, M. Atkinson, W. Tiller, G. Rein, A. D. Watkins, "The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability", Am. J. of Cardiology, Vol.76, No.14, pp. 1089-1093, 1995.
 10. 정석현, 이정환, 이병채, 이명호, "시간 지연 2차원 좌표계를 이용한 실시간 QRS 검출에 관한 연구", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, Vol.17, No. 2, pp. 277-280, 1995.
 11. K.S. Shin, H. Minamitani, M.H. Lee, "A new algorithm for obtaining an evenly-spaced heart rate variability signal from a cardiac event series", KITE Journal, Vol.6, No.2, pp.40-49, 1995.
 12. S.M. Kay, S.L. Marple, "Spectral analysis - a modern perspective", Proc. IEEE, Vol.69, pp.1380-1419, 1981.
 13. S.L. Marple: *Digital spectral analysis with applications*. Prentice-hall, 1987.
 14. S.J. Pieper, S.C. Hammill, "Heart rate variability: Technique and investigational applications in cardiovascular medicine", Mayo Clin. Proc., Vol. 70, pp. 955-964, 1995.
 15. M. Pagani, F. Lombardi, S. GuZZetti, O. Rimoldi, R. Furlan, P. Pizzinelli, G. Sandrone, G. Malfatto, S. Dell'Orto, E. Piccaluga, M. Turiel, G. Baselli, S. Cerutti, A. Malliani, "Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variability as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog", Circulation Research, Vol.59, pp. 178-193, 1986.
 16. A. Malliani, M. Pagani, F. Lombardi, S. Cerutti, "Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain", Circulation, Vol.94, pp.482-492, 1991.
 17. G. Parati, J.P. Saul, M.D. Rienzo, G. Mancia, "Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation - a critical appraisal", Hypertension, Vol.25, pp.1276-1289, 1995.
 18. Rory S. Jaffe, Dennis L. Fung, Kendra H. Behrman, "Optimal frequency ranges for extracting information on autonomic activity from the heart rate spectrogram", J. Autonomic nervous system, Vol. 46, pp.37-46, 1993.
 19. 이병채: 카오스 이론을 이용한 생체 비선형 동역학 시스템의 특성 해석. 연세대학교 대학원, 박사학위 논문, 1995.
 20. P.T. Bason, R.I. Kitney, "Comparison of methods for obtaining a heart rate variability signal from 60 x real time ECG data", J.Biomed. Engng., Vol.3, pp.239-243, 1981.
 21. Kent R. Murphy, Jeffrey J. Pelton: *ECG Essentials*. Quintessence Publishing Co.Inc., 1991.
 22. Heart Rate Variability Researcher's Guide. Marquette electronics, Inc., 1993.
 23. 강두희: 생리학 (개정 4판). 신광출판사, 1992.
 24. Marie J. Cowan, "Measurement of heart rate variability", Western J. Nursing Res., Vol.17, No.1, pp. 32-48, 1995.