

세 가지 누운 자세와 심장질환의 중증 정도가 교감-부교감 신경계의 균형에 미치는 상호작용 효과

Interaction Effect of Three Recumbent Postures and Heart Disease Severity on the Autonomic Nervous System

김원식*† · 배장호** · 최형민* · 장은혜***

Wuon-Shik Kim*† · Jang-Ho Bae** · Hyoung-Min Choi* · Eun-Hye Jang***

한국표준과학연구원 생활계측그룹*

Human Life Measurement Group, Korea Research Institute of Standards and Science

건양대학교 의과대학 순환기내과**

Division of Cardiology, College of Medicine, Konyang University Hospital

충남대학교 심리학과***

Dept. of Psychology, Chungnam National University

Abstract : This study investigated which recumbent posture can give rise to the highest vagal modulation in patients with coronary artery disease(CAD), among three recumbent postures; namely, the supine, left lateral, and right lateral postures. For this purpose, 43 patients as CAD group and 31 patients as control group were studied. Heart rate variability(HRV) was measured on these patients for three recumbent postures in random order. Normalized high-frequency power was the highest, whereas normalized low-frequency power was the lowest in the right lateral postures, among the three recumbent postures.

Key words : recumbent posture, coronary artery disease(CAD), heart rate variability(HRV)

요약 : 본 연구에서는 관상동맥질환 환자들의 누운 자세가 자율신경계의 균형에 미치는 효과를 알아보려고 하였다. 관상동맥질환군 43명과 통제군 31명을 대상으로 세 가지 자세—똑바로 누운 자세(supine), 왼쪽으로 누운 자세(left), 오른쪽으로 누운 자세(right)—에서의 심박동변이도(HRV)를 측정하였다. HRV 변수들에 대한 분석 결과, 오른쪽으로 누운 자세에서 normalized high-frequency power가 가장 높았고, normalized low-frequency power는 가장 낮았다. 즉, 오른쪽으로 누운 자세에서 심장교감신경계의 활성도를 나타내는 HRV 변수들은 가장 낮은 반면에 심장부교감신경계의 활성도를 나타내는 HRV 변수들은 가장 높은 것으로 나타났다.

* 교신저자 : 김원식(한국표준과학연구원 환경안전계측센터 생활계측그룹)

E-mail : wskim@kriss.re.kr

TEL : 042-868-5471, 5454

FAX : 042-868-5455

주제어 : 누운 자세(recumbent posture), 관상동맥질환(coronary artery disease : CAD), 심박동변이도(heart rate variability : HRV)

1. 서론

심장은 심장박동, 혈압 등의 인자들에 의해 항상성과 자기보전이 유지되려 한다. 심장박동의 항상성을 유지시키기 위해서는 심장박동을 발생시키는 동방결절과 이를 제어하는 자율신경계, 중추신경계, 호흡계, 내분비계 등의 외적인 조절과 정신적 활동 변화와 같은 내적인 조절이 있어야 하며, 또한 다중적 상호작용과 빈틈없는 되먹임이 존재해야 한다 [14]. 이렇게 복합적 방식으로 그 주기가 유동적으로 변화하는 심장박동을 정량화한 것이 심박동변이도(heart rate variability : HRV)이다.

정상적인 사람의 심박주기의 변화는 호흡과 연관되어 있으며 이 호흡과 관련된 변동은 HRV 스펙트럼의 0.25Hz 부근에서 나타나고, vagal blockade에 의하여 봉쇄시킬 수 있다. 혈압의 변동에 기인하는 baroreceptor activity의 변화에 연관되어 발생하는 주기적 변동은 대략 0.1 Hz에 나타나며 sympathetic blockade에 의하여 유의하게 수정될 수 있다.

혈압과 심장박동의 주기적인 변화는 자율신경계의 활동과 밀접한 관련이 있다는 사실이 밝혀졌으며, 자율신경계 손상과 임상 심장학의 상관성이 확인되었다[8]. 이후 혈관조영술을 통하여 중증 관상동맥질환 환자로부터 자율신경계의 부교감 신경 조절력의 손상이 확인되었고, 최근에는 HRV 분석을 통하여, 부교감 신경 조절력의 감소가 급성심근경색 환자의 사망률을 예측할 수 있는 지표로 제시되었으며, 부교감 신경의 조절력을 향상시키기 위한 전통적인 약물요법과 운동요법이 알려지고 있다[7].

한편, Chen 등은 젊고 건강한 사람들을 대상으로 세 가지의 누운 자세에 대한 HRV를 분석한 결과 오른쪽으로 누운 자세에서 부교감 신경 조절력이 상대적으로 높게 나타남을 밝혔으며[5], Kuo 등도

세 가지 누운 자세 중에서, 오른쪽으로 누운 자세가 중증의 관상동맥질환 환자의 부교감 신경 조절력을 향상시킬 수 있음을 확인하였다[9]. 지난 20여 년 동안 HRV의 전력(power) 스펙트럼 분석기법은 교감신경과 부교감신경의 자율기능을 평가하는 비침습적 방법으로서 신뢰성과 재현성이 높게 인정됨에 따라, HRV의 측정, 생리적 해석, 임상적용에 대한 표준화가 미국과 유럽의 공동연구로 수행되고 있다 [17].

본 연구에서는 한국인에 대해서도 오른쪽으로 누운 자세가 관상동맥질환으로 손상된 부교감 신경 조절력을 향상시킬 수 있는지를 살펴보기 위해 HRV를 시간영역과 주파수 영역에서 분석하였다.

2. 방법

2.1. 피험자

건양대학교의 심장병원에 관상동맥질환으로 입원한 환자 74명을 대상으로 동의를 구하여, 관상동맥 조영술에서 50% 이상의 협착이 있는 환자 43명을 관상동맥질환군, 그렇지 않은 환자 31명을 통제군으로 분류하여 HRV를 측정/분석하였다. 관상동맥질환군은 안정형 협심증, 불안정형 협심증, 과거 심근경색이 있었던, 또는 그 밖의 심근허혈증상을 가진 집단이다.

2.2. 실험 절차

환자에게 세 가지 누운 자세, 즉 반듯이 누운 자세(supine), 왼쪽으로 누운 자세(left lateral), 오른쪽으로 누운 자세(right lateral) 각각에 대하여 5분간의 안정상태를 취하도록 한 뒤, 계속하여 5분간의

심전도를 측정하였으며 3가지 자세의 순서는 임의로 하였다.

2.3. HRV 측정 및 해석

심전도 신호는 (주)바이오넷의 12채널 심전계 (Model EKG-3000; 샘플링주파수 = 500 Hz, 해상도 = $4.88 \mu\text{V/LSB}$)를 이용하여 QRS complex가 가장 크게 검출되는 Lead II 채널(우측 손목 : “-”, 왼쪽 발목 : “+”, 우측 발목 : 접지)을 측정하였다[19]. 본 연구에서는 저역통과필터, 고역통과필터, 미분기, 제곱기, 이동창적분기, 문턱값검출기 및 탐색기의 순서로 구성된 Tompkins 알고리즘[13, 19]을 기반으로 QRS complex 검출 프로그램을 자체 개발하였다[1, 2]. QRS complex를 검출한 뒤, R-피크의 위치를 다시 정확히 검출하여, RR간격의 시계열(time series) 데이터로 재구성하였다. 그런 뒤, RR간격(n)을 x좌표로 하고 RR간격(n+1)을 y좌표로 하여 X-Y 평면상에 점(x,y)들이 타원형태로 분포되는 Poincare Plot을 구하여 타원의 폭 방향의 표준편차(standard deviation : SD)를 나타내는 SD1 (width of Poincare Plot)과 타원의 길이 방향의 표준편차를 나타내는 SD2(length of Poincare Plot)로부터 교감신경계 지표로서의 SD2/SD1을 계산하였다[4, 6, 18]. 주파수영역 분석을 위해서는, 위에서 구한 RR간격의 시계열데이터[단위 : ms]가 시간축에서 등간격의 신호가 아니므로 Cubic Spline Interpolated Series 보간방법을 사용하여 4 Hz로 재표본화(resampling)한 뒤, 저주파대역의 왜곡을 발생시키는 선형성분을 제거한 후, Hanning 윈도우를 취하여 고속푸리에변환(fast fourier transform : FFT)을 하고, 전력스펙트럼밀도(power spectral density : PSD [단위 : ms^2/Hz])를 계산하여, 각 주파수영역에 대한 적분을 취하여 HRV의 power[단위 : ms^2]를 분석하였다[10].

HRV 분석에서 sinus pause와 심방 또는 심실부정맥 등, 비정상적 위치에 있는 R-peak(ectopic

beat)를 제거함으로써, 각각의 누운 자세에서 정상적인 RR간격들(normal RR intervals)을 획득하였으며, 만약 제거율이 5% 이상 되면 그 환자는 본 연구에서 제외시켰다.

HRV의 주파수 특성을 분석하기 위한 지표들은 다음과 같다. 단기간 기록(5분)에 대한 주파수영역에서의 HRV의 power는 주파수 영역에 따라 TP (total power: 0~0.4 Hz), VLF(very low-frequency power: 0~0.04 Hz), LF(low-frequency power: 0.04~0.15 Hz), HF(high-frequency power: 0.15~0.4 Hz)로 정의된다. LF는 주로 교감신경계의 활동을 반영하고, HF는 전적으로 부교감신경계의 활동을 반영하며, LF/HF는 교감신경과 부교감신경의 균형을 나타낸다[17].

3. 결과

3.1. 집단간 실험참여자들의 특성

기술통계치 분석을 통하여 74명의 피험자 중에서 HRV 변수 값의 분포에 따른 빈도수(histogram)를 구한 뒤 정규분포에서 벗어난 데이터들에 해당하는 피험자들을 제거하여 48명(통제군 : 25명, 관상동맥질환군 : 23명)을 대상으로 통계분석을 실시하였다.

동변량성 검증을 위하여 통제군과 관상동맥질환군 피험자들에 대한 연령과 성별을 포함한 임상변수에 대하여 두 집단간 차이를 검증한 결과 연령과 성별이 잘 부합됨을 확인하였다(표 1.).

3.2. HRV 분석 결과

통제군과 관상동맥질환군에 대하여, HRV 각 변수들에 대한 세 가지 자세별 기술통계치를 표 2에 나타내었다.

누운 자세와 집단에 따른 자율신경계 반응의 차이를 밝히기 위하여 repeated-measure에 의한 변

표 1. 통제군과 관상동맥질환군의 특성

	통제군 (n = 25)	관상동맥 질환군 (n = 23)	p값
Age (yrs)	58±10	58±8	NS
Gender (M/F)	9/16	13/10	NS
History (n, %)			
Previous MI	0(0%)	7(30%)	NA
Hypertension	13(48%)	16(70%)	NS
Diabetes mellitus	5(20%)	5(22%)	NS
Smoking	1(4%)	9(39%)	<.01
Hyperlipidemia	11(44%)	9(39%)	NS
Medications			
β blocker	2(8%)	11(48%)	<.01
Calcium antagonist	3(12%)	9(39%)	<.05
Nitrates	2(8%)	8(35%)	<.05
ACE inhibitor	4(16%)	8(35%)	NS
Digitalis	1(4%)	1(4%)	NS
Aspirin	9(36%)	23(100%)	<.001

[Values are number of patients or mean ± SD
M/F = male / female
ACE = angiotensin converting enzyme
MI = myocardial infarction
NA = not assessed; NS = not significant(p>.05)].

표 2. 자세별 심박동변이도(HRV) 지표

HRV 지표	똑바로	오른쪽	왼쪽
통제군 (n = 25)			
LF(ms ²)	96±92	83±76	100±95
HF(ms ²)	108±108	103±92	72±70
nLF(n, u.)	49±19	45±17	56±20
nHF(n, u.)	51±19	55±17	44±20
SD2/SD1	2.8±1.1	2.5±0.8	3.6±1.5
관상동맥질환군 (n = 23)			
LF(ms ²)	132±104	97±99	115±100
HF(ms ²)	98±66	142±101	85±75
nLF(n, u.)	54±17	38±15	55±15
nHF(n, u.)	46±17	62±15	45±15
SD2/SD1	3.0±1.4	2.3±0.9	2.9±1.0

[HRV=heart rate variability; LF=low-frequency power; HF=high-frequency power; nLF=normalized low-frequency power (= LF/TP × 100); nHF=normalized high-frequency power (= HF/TP × 100); TP=total power; n, u.=normalized unit; SD1=width of Poincare Plot for HRV; SD2=length of Poincare Plot for HRV].

량분석(analysis of variance : ANOVA)을 실시하였다. 분석 결과, 통계적으로 유의미한 차이가 있는

변수들을 살펴보면 다음과 같다.

HF의 변량분석결과, 누운 자세에 대한 주효과는 유의하였다[F(2, 90)=5.14, p<.01]. 집단별 분석결과, 통제 군에서는 똑바로 누운 자세(M=108)와 오른쪽으로 누운 자세(M=103)가 왼쪽으로 누운 자세(M=72)보다 더 높은 HF를 보였다(p<.05). 그러나 관상동맥질환군의 경우 똑바로 누운 자세(M=98, p<.005)와 왼쪽으로 누운 자세(M=85, p<.001)는 오른쪽으로 누운 자세(M=142)보다 HF가 더 낮았다. 또한 누운 자세와 집단간의 상호작용이 HF에 미치는 영향은 유의한 것으로 나타났다[F(2, 90)=3.68, p<.05]. 즉, 누운 자세와 집단간의 상호작용 효과가 발생하였다(표 3, 그림 1).

nLF의 분석결과 누운 자세에 대한 주효과는 유의하지 않았으나[F(2, 90)=1.08, p>.05], 누운 자세와 집단간의 상호작용이 nLF에 미치는 영향은 유의한

표 3. HF에 대한 자세의 주효과 및 자세와 집단간 상호작용 효과

Source	자승합	df	평균자승	F	p값
자세	2.1E04	2	1.0E04	5.14	.008
자세집단	1.5E04	2	0.7E04	3.68	.029
Error(자세)	1.8E05	90	2.0E03		

[HF = high-frequency power].

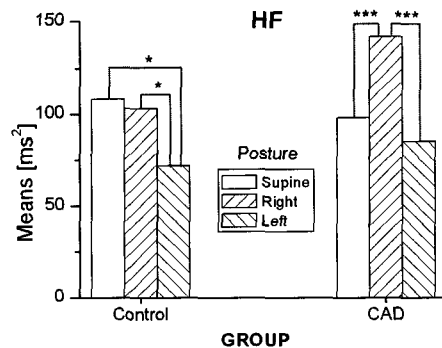


그림 1. 통제군(control)과 관상동맥질환군(coronary artery disease : CAD)의 세 가지 누운 자세에 따른 HF의 차이 비교

[HF=high-frequency power; Supine: 똑바로 누운 자세; Right: 우측으로 누운 자세; Left: 좌측으로 누운 자세].

것으로 나타났다(F(2, 90)=4.71, p<.05). 즉, 누운 자세와 집단간의 상호작용 효과가 발생하였음을 알 수 있다. nLF는 통제군의 똑바로 누운 자세(M=49, p<.05)와 오른쪽으로 누운 자세(M=45, p<.01)가 왼쪽으로 누운 자세(M=56)보다 더 낮았고, 관상동맥질환군의 경우 똑바로 누운 자세(M=54)와 왼쪽

으로 누운 자세(M=55)는 오른쪽으로 누운 자세(M=38)보다 더 높은 것으로 나타났다(p<.001)(표 4, 그림 2).

nHF는 nLF와 마찬가지로, 누운 자세에 대한 주 효과는 유의하지 않았고(F(2, 90) = 1.08, p>.05), 누운 자세와 집단간 상호작용이 nHF에 미치는 영향

표 4. nLF에 대한 자세의 주효과 및 자세와 집단간 상호작용 효과

Source	자승합	df	평균자승	F	p값
자세	2.3E-02	2	1.2E-02	1.08	.345
자세*집단	.10	2	5.0E-02	4.71	.011
Error(자세)	.96	90	1.1E-02		

[nLF=normalized low-frequency power (= LF/TP×100); LF=low-frequency power; TP=total power].

표 5. nHF에 대한 자세의 주효과 및 자세와 집단간 상호작용 효과

Source	자승합	df	평균자승	F	p값
자세	2.3E-02	2	1.2E-02	1.08	.345
자세*집단	.10	2	5.0E-02	4.71	.011
Error(자세)	.96	90	1.1E-02		

[nHF: normalized high-frequency power (= HF/TP×100); HF=high-frequency power; TP=total power].

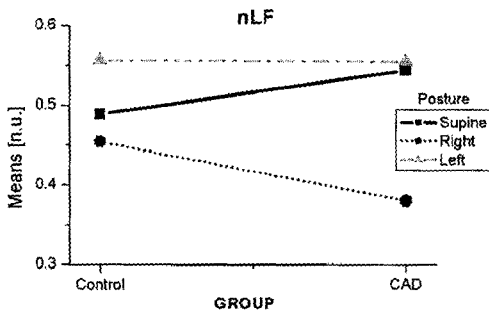
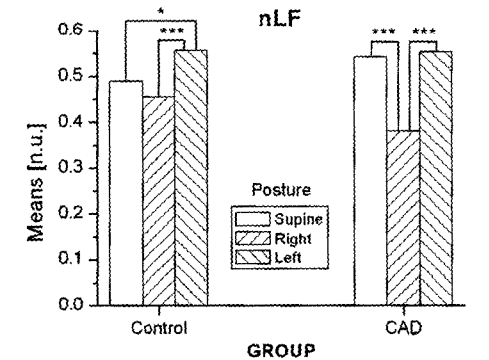


그림 2. 통제군(control)과 관상동맥질환군(coronary artery disease : CAD)의 세 가지 누운 자세에 따른 nLF의 차이 비교 및 상호작용 효과

[nLF=normalized low-frequency power (= LF/TP×100); LF=low-frequency power; TP=total power; Supine: 똑바로 누운 자세; Right: 우측으로 누운 자세; Left: 좌측으로 누운 자세].

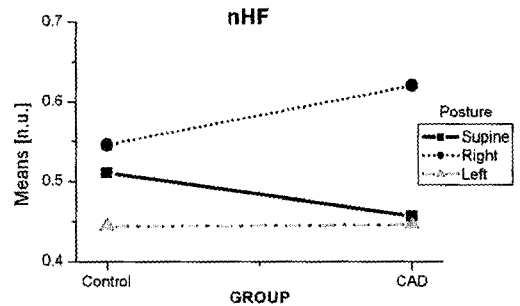
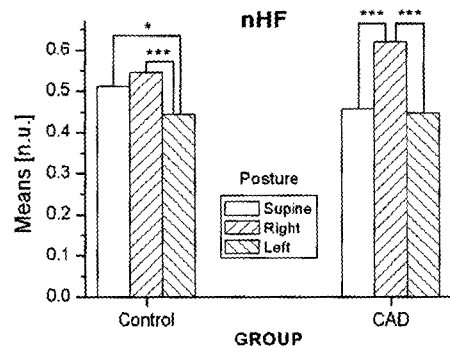


그림 3. 통제군(control)과 관상동맥질환군(coronary artery disease : CAD)의 세 가지 누운 자세에 따른 nHF의 차이 비교 및 상호작용 효과

[nHF=normalized high-frequency power (= HF/TP×100); HF=high-frequency power; TP=total power; Supine: 똑바로 누운 자세; Right: 우측으로 누운 자세; Left: 좌측으로 누운 자세].

에서 통계적으로 의의 있게 나타났다($F(2, 90) = 4.71, p < .05$). 즉, nHF에 대하여 누운 자세와 집단 간의 상호작용 효과가 존재함을 의미한다. nHF는 통제군의 똑바로 누운 자세($M=51, p < .05$)와 오른쪽으로 누운 자세($M=55, p < .01$)가 왼쪽으로 누운 자세($M=44$) 보다 더 높았고, 관상동맥질환군의 경우 오른쪽으로 누운 자세($M=62$)는 똑바로 누운 자세($M=46$)와 왼쪽으로 누운 자세($M=45$) 보다 더 높았다($p < .001$)(표 5, 그림 3).

SD2/SD1은 누운 자세에 대한 주효과가 유의미하게 나타났다($F(2, 90) = 3.63, p < .05$). 통제군의 SD2/SD1은 똑바로 누운 자세($M=2.8, p < .01$)와 왼쪽으로 누운 자세($M=3.6, p < .001$)는 오른쪽으로 누운 자세($M=2.5$)보다 더 높았고, 똑바로 누운 자세는 왼쪽으로 누운 자세보다 낮았다($p < .05$). 관상동맥

질환군에서는 오른쪽으로 누운 자세($M= 2.3$)가 똑바로 누운 자세($M=3.0, p < .001$)와 왼쪽으로 누운 자세($M=2.9, p < .005$)보다 더 낮았다. 또한 누운 자세와 집단간 상호작용이 SD2/SD1에 미치는 영향은 .01 수준에서 유의하게 나타나($F(2, 90) = 5.33, p < .01$), 누운 자세와 집단간의 상호작용 효과가 발생하였다(표 6, 그림 4).

4. 논의 및 결론

통제군과 관상동맥질환군 모두 우측으로 누운 자세에서 심장교감신경계의 활성도를 나타내는 HRV 변수들은 가장 낮은 반면에 심장부교감신경계의 활성도를 나타내는 HRV 변수들은 가장 높은 것으로 나타났다. 이러한 현상은 관상동맥질환군에서 더욱 유의하게 나타났으며, 부교감 신경계 활성화 지표로서의 nHF가 감소함에 따라 좌측 또는 똑바로 누운 자세로부터 우측으로 돌아누운 자세로 인한 부교감신경계 활성도의 증가 정도는 더욱 증가하였다. 또한 그 회전방향이 좌측으로부터 우측으로 돌아눕거나 똑바로 누운 자세로부터 우측으로 돌아눕거나 모두 비슷한 효과를 나타내었다. 즉, nHF가 작을수록 자세변환 효과가 크다는 의미는, 중증의 환자일수록 nHF가 많이 감소하였을 것이므로 중증의 환자일수록 누운 자세 변환에 의한 손상된 부교감신경계의 활성도를 회복시키는 효과가 더 크을 의미한다. 이것은 통제군보다 관상동맥질환군에서 우측으로 누운 자세의 효과가 더 큰 결과와 상응한다.

특히, 누운 자세와 집단간의 상호작용효과가 교감 및 부교감 신경계의 활성도를 나타내는 HRV 변수들에 유의한 영향을 미친 결과는 매우 중요한 결과이다. 즉, 통제군에 비하여 관상동맥질환군에서는 부교감신경계 활성화 지표인 주파수영역에서의 HF와 nHF가 똑바로 누운 자세에서 감소하여 부교감신경계의 활성도를 약화시키는 반면, 우측으로 누운 자세에서는 증가하여 관상동맥질환 환자의 손상된 부교감신경계의 활성도를 회복시킨다는 사실

표 6. SD2/SD1에 대한 자세의 주효과 및 자세와 집단 간 상호작용 효과

Source	자승합	df	평균자승	F	p값
자세	4.04	2	2.02	3.63	.030
자세*집단	5.93	2	2.97	5.33	.006
Error(자세)	50.08	90	.56		

[SD1 = width of the Poincare plot for HRV;
SD2 = length of the Poincare plot for HRV.]

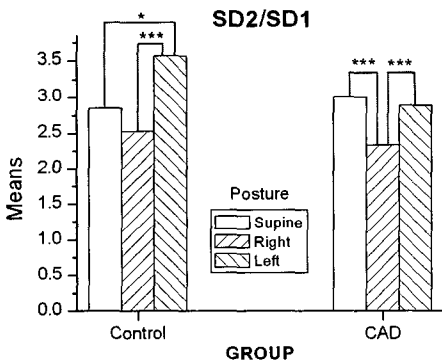


그림 4. 통제군(control)과 관상동맥질환군(coronary artery disease : CAD)의 세 가지 누운 자세에 따른 SD2/SD1의 차이 비교 및 상호작용 효과

[SD1 = width of the Poincare plot for HRV; SD2 = length of the Poincare plot for HRV, Supine: 똑바로 누운 자세; Right: 우측으로 누운 자세; Left: 좌측으로 누운 자세.]

을 입증한다. 즉, 그 동안 논쟁되어 왔던 “관상동맥 질환 환자의 우측으로 눕는 자세가 손상된 부교감 신경계의 활성도를 회복시킬 수 있는가?”에 대하여 그 효과가 있다고 지지했던 결과를 발표한 논문의 피험자들은 중증의 심장질환 환자이었던 반면에[9, 11, 12], 그 효과가 없다고 반박했던 논문의 피험자들은 경증의 심장질환 환자였으므로[3, 15], 본 연구를 통하여 중증의 환자에게만 우측으로 눕는 자세에서 부교감 신경계의 활성화가 유의하게 증가할 수 있음을 밝혔다.

또한, 교감신경계의 활성도를 나타내는 nLF와 SD2/SD1은 통제군에 비하여 관상동맥질환군에서는 똑바로 누운 자세에서 증가하는 반면에 우측으로 누운 자세에서는 감소하여, 우측으로 누운 자세가 관상동맥질환 환자의 증가된 교감신경계의 활성도를 억누른다는 사실을 보여주고 있다. 특히, SD2/SD1의 지표를 통하여 교감신경계의 활성도에 미치는 상호작용이 더욱 뚜렷이 나타나는 것은 이 지표가 교감신경계 활성도를 나타내는 유력한 지표로 활용될 수 있음을 시사한다.

본 연구를 통하여 심장질환 환자들의 세 가지 누운 자세 중에서 우측으로 누운 자세는 가장 높은 vagal modulation과 가장 낮은 sympathetic modulation을 유도하는 경향이 있는 것으로 나타났다. 이러한 경향은 Sneddon 등[16]이 젊고 건강한 피험자들을 대상으로 수행한 연구결과와 Kuo 등[9]이 중증의 관상동맥질환 환자들을 대상으로 수행한 연구결과와 유사하다. 이러한 결과를 근거로 우측으로 눕도록 하여 vagal modulation을 향상시키는 방법은 한국인에게도 적용가능할 것이며, 이 방법은 동양인과 서양인 모두에게 적용 가능할 것으로 사료된다. 또한, 본 연구의 결과로부터 심장질환 환자의 손상된 부교감신경 조절력 향상 방법으로서 전통적인 약물요법과 운동요법에 추가하여 오른쪽으로 누운 자세가 새롭고 효과적인 방법으로 기대된다.

참고문헌

- [1] 김원식, 최형민 (2003). 심혈관계 질환진료 신뢰성 향상 연구: 박용기 외 23인, 의료측정 신뢰성 향상연구 (I), 한국표준과학연구원 기본연구사업 연구보고서, KRIS/IR-2003- 076, 184-216.
- [2] 최형민 (2004). 인체 심전도 신호처리에 의한 병리상태 분석에 관한 연구, 한밭대학교 산업대학원 석사학위 논문.
- [3] Avbelj, V., Kalisnik, J. M., Trobec, R., & Gersak, B. (2003). Breathing rates and heart rate spectrograms regarding body position in normal subjects, *Computers in Biology and Medicine*, 33, 259-266.
- [4] Brennan, M., Palaniswami, M., & Kamen, P. (2001). Do Existing Measurements of Poincare Plot Geometry Reflect Nonlinear Features of Heart Rate Variability?, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(11), 1342-1347.
- [5] Chen, G. Y., & Kuo, C. D. (1997). The effect of the lateral decubitus position on vagal tone, *Anaesthesia*, 52, 653-657.
- [6] Cottin, F., Durbin, F., & Papelier, Y. (2004). Heart rate variability during cycloergometric exercise or judo wrestling eliciting the same heart rate level, *Eur J Appl Physiol*, 91, 177-184.
- [7] Hayano, J., Skakibara, Y., Yamada, M., Ohte, N., Fujinami, T., Yokoyama, K., Watanabe, Y., & Takata, K. (1990). Decreased magnitude of heart rate spectral components in coronary artery disease: its relation to angiographic severity, *Circulation*, 8, 1217-1224.
- [8] Kleiger, R. E., Miller, J. P., Bigger, J. T., & Moss, A. J. (1987). Multicenter Postinfarction Research Group, Decreased heart rate variability and its association with increased mortality after acute myocardial infarction, *Am J Cardiol.*, 59, 256-261.

- [9] Kuo, C. D., & Chen, G. Y. (1998). Comparison of Three Recumbent Position on Vagal and Sympathetic Modulation Using Spectral Heart Rate Variability in Patients With Coronary Artery Disease, *Am J Cardiol.*, 81, 392-396.
- [10] Lynn, P. A. (1996). *Digital signal processing with computer applications*, John Wiley & Sons, New York.
- [11] Miyamoto, S., Fujita, M., Sekiguchi, H., Okano, Y., Nagaya, N., Ueda, K., Tamaki, S., Nohara, R., Eiho, S., & Saayama, S. (2001). Effects of Posture on Cardiac Autonomic Nervous Activity in Patients With Congestive Heart Failure, *Journal of the American College of Cardiology*, 37(7), 1788-1793.
- [12] Miyamoto, S., Fujita, M., Tambara, K., Sekiguchi, H., Eiho, S., Hasegawa, K., & Tamaki, S. (2004). Circadian variation of cardiac autonomic nervous activity is well preserved in patients with mild to moderate chronic heart failure: effect of patient position, *International Journal of Cardiology*, 93, 247-252.
- [13] Pan, J., & Tompkins, W. J. (1986). A real time QRS detection algorithm, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 32(3), 230-236.
- [14] Pumprla, J., Howorka, K., Groves, D., Chester, M., & Nolan, J. (2002). Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications, *International Journal of Cardiology*, 84, 1-14.
- [15] Ryan, A. D., Larsen, P. D., & Galletly, D. C. (2003). Comparison of heart rate variability in supine, and left and right lateral positions, *Anaesthesia*, 58, 432-436.
- [16] Sneddon, J. F., Bashir, Y., & Ward, D. E. (1993). Vagal stimulation after myocardial infarction: accentuating the positive, *J Am Coll Cardiol.*, 22, 1335-1337.
- [17] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *European Heart Journal*, 17, 354-381.
- [18] Toichi, M., Sugiura, T., Murai, T., & Sengoku, A. (1997). A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval, *Journal of the Autonomic Nervous System*, 62, 79-84.
- [19] Tompkins, W. J. (1993). *Biomedical Digital Signal Processing*, Prentice-Hall Inc, Englewood Cliffs, New Jersey.

원고접수 : 2005. 1. 3.

수정접수 : 2005. 1. 11.

게재확정 : 2005. 1. 12.