

무구속 심탄도 모니터링 시스템을 이용한 스트레스 분석 기초연구

노윤홍¹ · 정도운^{2,+}

Basic Study for Stress Analysis Using an Unconstrained BCG Monitoring System

Yun-Hong Noh¹ and Do-Un Jeong^{2,+}

Abstract

Heart related diseases mainly caused by heavy work load and increasing stress in human daily life. Therefore, researches on mobile healthcare monitoring for daily life has been carried out. Notably, wearable healthcare monitoring system which has least restriction has been tried to provide an emergency alert of abnormal heart rate. In this study, we developed chair type unconstrained BCG measurement system which able to perform continuous heart status monitoring at the office and daily life in the unconstrained way. Furthermore, adaptive threshold is used to detect the heart rate from BCG signals. The HRV(heart rate variability) is calculated from heart rate interval. ECG signal measured using conventional method and BCG signal measured using unconstraint system are carried out simultaneously for the purpose of performance evaluation. From the comparison result, BCG signal shows a similar heart beat characteristic as ECG signal. This proves the possibility of practical implementation of unconstraint healthcare monitoring system. In addition, medical examination like valsalva maneuver is performed to observe the changes in HRV due to stress. By performing valsalva maneuver, heart is said to be placed under an artificial physical stress condition. Under this artificial physical stress condition, the time and frequency domain of HRV parameters are evaluated.

Keywords : BCG(ballistocardiogram), Unconstrained, HRV(Heart rate variability), Stress

1. 서 론

일상생활에서 현대인들의 정신적, 신체적 건강을 해치는 요인으로 잘 알려진 스트레스는 오랜 기간에 걸쳐 지속될 경우 산소 요구량이 많아지고, 관상동맥 경련, 심장 전도 시스템의 전기적인 불안정을 유발한다. 또한 이러한 증상들에 따른 불규칙한 혈액의 흐름을 정상적으로 유지하기 위하여 심장의 과부하를 유발하고 심혈관계에 부정적인 영향을 준다. 따라서 과도한 만성적 스트레스는 신체의 모든 기관에 부정적 영향을 미쳐 관련된 모든 질병을 야기할 수 있기 때문에 건강유지 차원에서 스트레스 관리가 매우

중요하다[1].

기존 연구에서는 심전도를 계측하고 심박동의 변화를 나타내는 HRV를 분석하기 위한 연구들이 수행되었다. 특히 유비쿼터스 헬스케어 기술의 부각에 따라 일상생활 중에 심전도를 측정하고 이로부터 다양한 건강정보를 추출하기 위한 연구들이 수행되었다[2, 3]. 하지만 기존 심전도 계측은 전극의 부착 및 계측시스템과의 연결을 위한 리드선의 사용으로 인해 활동의 불편함을 유발하며, 일상생활 중 지속적인 모니터링에 한계가 있다.

본 연구에서는 가정 또는 사무실에서 무구속적인 방법으로 심장의 활동상태를 모니터링 하기 위하여 심탄도(ballistocardiogram, BCG)를 계측하고 이로부터 스트레스 모니터링에 유효한 HRV를 분석하고자 하였다. 심탄도는 심장의 수축과 이완에 따라 심장과 혈관에서의 혈류변화에 따른 탄도를 계측한 신호로서 심전도와 유사하게 심장의 활동 상태를 나타내는 지표이지만 신체에 전극을 부착할 필요가 없다. 따라서 무구속, 무자각 상태에서 신호계측이 가능하며, 장시간 동안 심장상태의 모니터링에 유용하게 활용할 수 있다[4]. 하지만 심탄도 신호는 심전도 신호와 달리 파형의 형태가 시각적으로 분석하기 어렵다. 하지만 무구속적인 방법으로 측정이 가능한 장점이 있으며, 컴퓨터 처리능력과 신

¹동서대학교 대학원 유비쿼터스IT (Graduate School of Ubiquitous IT, Dongseo University)

617-716, 부산 주례2동 사상구 산 69-1, 동서대학교 320-1771(320-1771, Dongseo University, San 69-1, Sasang-Gu, Jurye-2-Dong, Busan 617-716, Korea)

²동서대학교 컴퓨터정보공학부(Division of Computer & Information Engineering, Dongseo University)

617-716, 부산 주례2동 사상구 산 69-1, 동서대학교 320-1771(320-1771, Dongseo University, San 69-1, Sasang-Gu, Jurye-2-Dong, Busan 617-716, Korea)

⁺Corresponding author: dujeong@dongseo.ac.kr

(Received : Feb. 28, 2011, Accepted : Mar. 14, 2011)

호처리 알고리즘의 적용을 통해 심탄도로부터 건강정보의 추출을 시도하는 연구들이 수행되고 있다[5].

기존 연구에서는 무구속적으로 심장의 활동상태를 모니터링 하기 위하여 EMFi(electro mechanical film)센서, 로드셀, 압력센서 등 다양한 센서들을 이용하여 심탄도를 계속하였으며 심탄도로부터 심박동을 검출하기 위한 신호처리 알고리즘을 제안하였다. 먼저 Akhbardeh[6]는 의자에 EMFi센서를 부착하여 아날로그 전치증폭회로와 마이크로프로세서를 통한 디지털 증폭기를 PC와 유선으로 연결하여 심탄도를 측정하고자 하였으며, biorthogonal 웨이브렛(biorthogonal wavelet)과 MLP(multi layer perceptron) 알고리즘을 이용한 분류기를 통해 건강한 사람과 건강하지 않은 사람을 판단하기 위한 시도가 이루어졌다. 또한 Postolachel[7]는 의자에 방사형 EMFi센서를 부착하여 심탄도와 심전도를 동시 측정하고 DWT(discrete wavelet transform) 알고리즘을 적용하여 심박동을 검출하였다. Yamaguchi[8]는 화장실 좌변기 바닥에 4개의 로드셀로 이루어진 WMP(weight measuring platform)를 설치하여 체중과 심탄도신호를 측정하고 무구속 건강관리에 관한 연구를 수행하였으며, Christoph[9]는 침대의 모서리에 로드셀을 장착하여 심탄도뿐만 아니라 호흡신호와 수면 중 움직임의 변화를 계산하였다. 하지만 이러한 방식은 대상자가 앉는 자세나 누워있는 자세에 따라 힘 또는 중량이 분산되는 현상이 발생하여 측정의 정확성이 떨어지는 문제점이 있다.

본 연구에서는 기 수행연구를 통해 구현된 심탄도 측정시스템을 이용하였으며[10], 이로부터 계속된 심탄도신호의 전처리 및 적응 문턱치기법을 이용하여 심박동을 검출하였다. 그리고 스트레스에 따른 HRV의 변화를 관찰하기 위하여 피실험자 10명을 대상으로 30분간 인위적인 스트레스를 가하는 발살바(Valsalva) 조작을 유도하였으며, 이때 계속된 심탄도로부터 HRV를 추출하고, 시간 및 주파수 영역 분석을 통해 스트레스 분석 가능성을 평가하였다.

2. 시스템 구현

2.1 심탄도 측정 시스템

본 연구에서는 무구속적으로 심장의 활동 상태를 모니터링 하기 위하여 기 수행된 연구를 통해 구현된 의자형 심탄도 측정 시스템을 이용하였다[10]. 이 시스템은 심탄도의 측정을 위하여 의자에 싱글 로드셀을 부착하여 앉는 자세나 위치에 상관없이 단일지점에서 피검자의 무게변화를 계속할 수 있도록 구성하였으며, 로드셀에서 출력되는 신호로부터 체중과 심탄도 신호를 추출하기 위하여 필터와 연산증폭기를 이용한 아날로그 신호처리회로를 구현하였다.

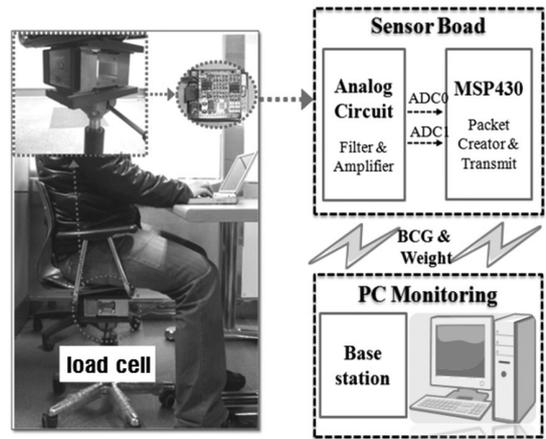


Fig. 1. Structure of the BCG monitoring system.

신호처리회로에 의해 검출된 체중 신호 및 심탄도 신호의 디지털 변환 및 무선 전송을 위하여 무선센서노드(TIP710CM, Maxfor Co., Korea)를 이용하였으며, 12-bit 분해능으로 체중신호는 1 sample/sec, 심탄도 신호는 100 sample/sec 속도로 채널 별 가변 샘플링 수행하였다. 샘플링 된 데이터의 효율적 무선전송을 위하여 패킷의 길이를 가변적으로 조정 가능하도록 구성하였으며, 구현된 심탄도 측정시스템의 구성도를 Fig. 1에 나타내었다.

2.2 심탄도 전처리 과정

심탄도를 이용한 무구속 건강모니터링을 수행하기 위해서는 심박동의 검출이 필수적이며, 이를 위해서는 심전도 신호의 R파에 해당하는 심탄도 신호의 J파를 검출해야만 한다. 하지만 Fig. 2와 같이 심탄도 신호의 경우 심전도 신호와는 다르게 J파의 주파수 대역 및 신호의 크기가 주위파형 성분과 유사하기 때문에 심전도 신호처리에 적용하는 일반적인 신호처리방법으로는 피크검출의 오류발생 가능성이 매우 높다.

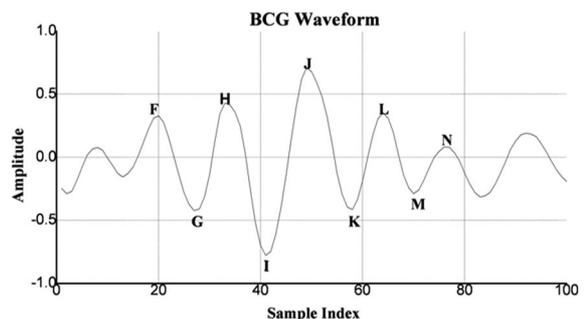


Fig. 2. Example of the BCG waveform.

본 연구에서는 심탄도로부터 심박동을 검출하기 위한 전처리 과정으로 웨이브렛 변환 및 템플릿 매칭, 적응 문턱치의 신호처리 기법을 이용하였다. 먼저 웨이브렛을 이용하여 기저선 변화 및 잡음성분을 제거하였으며, 템플릿 매칭을 이용하여 피검자의 무게

에 따른 신호의 크기 변화를 정규화 하였다. 또한 적응 문턱치 기법을 적용하여 정확한 피크를 검출하고자 하였다. 본 연구에서 적용한 심탄도 신호처리 과정을 Fig. 3에 나타내었다.

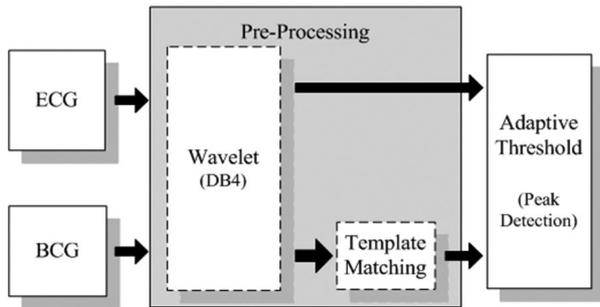


Fig. 3. Structure of the BCG signal processing.

2.3 심탄도에서 HRV 추출

본 연구에서는 가정 또는 사무실에서 무구속적인 방법으로 지속적인 심장의 활동상태의 모니터링이 가능한 무구속 의자형 심탄도 계측 시스템을 이용하여 신호를 계측하고 전처리 과정 및 적응 문턱치를 통해 HRV를 검출하고자 하였다. HRV는 임상에서 일반적으로 사용되고 있는 분당 평균 심박동수와 다르게 박동과 박동사이의 변화 추이를 정량화한 것으로써 하나의 심장 주기로부터 다음 심장주기 사이의 변이를 측정하며, 일반적으로 심전도 신호에서 RR간격을 시계열 신호로 변환하여 시간 축에 재배열한 신호이다. 즉 HRV는 끊임없이 변화하는 여러 가지 신체조건과 주위 환경에 대응하기 위한 심혈관계의 제어 메커니즘에 의해 발생된다. 따라서 HRV는 심혈관계의 병리, 생리학적인 상태를 평가하는데 있어 매우 중요한 정량적인 지표를 제공한다. 또한 HRV는 측정이 용이하고 교감신경과 부교감신경계의 영향을 받기 때문에 많은 정신신체질환과 스트레스성 질환에 관여하는 자율신경계의 정량적 지표로써 사용된다[11].

본 연구에서는 심탄도로부터 추출한 HRV신호를 이용하여 스트레스의 모니터링 가능성을 평가하고자 하였으며, HRV의 계산 수식은 다음과 같다.

$$HRV = \frac{J_{peak}(n+1) - J_{peak}(n)}{SamplingRate} \quad (1)$$

2.4 HRV의 시간 및 주파수 영역 분석

HRV의 분석방법에는 시간 영역에서의 분석 방법과 주파수 영

역에서의 분석 방법이 있다. 시간영역 분석 방법은 HRV의 변이성을 평균, 분산, 변동계수 등과 같은 통계치를 이용하여 전반적인 특성을 분석하며, 시간영역 분석에서 사용되는 파라미터들은 SDNN, RMS, pNN50 등이 있다. 먼저 SDNN은 일련의 HRV 신호의 장시간 심박동 간격의 표준편차를 의미하며, 임상적으로 SDNN의 감소는 좌심실 이상과 관련이 있고, 좌심실 빈맥, 갑작스런 심정지 등을 예측하는데 이용되고 있다. 다음으로 RMS는 일련의 HRV 신호의 제곱근 평균을 나타내고, HRV의 단기간 변화를 반영하여 심장의 부교감신경계 영향을 평가하기 위하여 많이 이용되고 있다. 마지막으로 pNN50은 일련의 HRV 신호의 심박동 간격들 사이의 차이가 50 ms 이상인 간격의 비율을 pNN50이라 한다. Table 1에 시간영역 분석방법에서 도출되는 파라미터를 나타내었다.

주파수 영역에서의 HRV 분석 방법은 FFT(fast fourier transform)로 주파수 영역으로 변환하여 주파수의 PSD(power spectrum density)를 분석하여 각 주파수 대역별 자율신경계의 영향을 분석하기 위해 사용된다. 즉 심박변동을 초래하는 자율신경계의 활동이 주기적이라는 점을 토대로 HRV를 특정 주파수와 PSD를 가지는 각 주기성분으로 분해함으로써 자율신경계를 구성하는 교감신경계와 부교감신경계의 활동을 구분할 수 있으며, 자율신경계를 평가하는 비침습적인 방법으로써 가장 널리 사용되고 있다[12].

주파수영역 분석에서 주로 사용되는 파라미터는 HF, LF, VLF, LF/HF 등이 있으며, 주파수 영역에서의 파라미터를 Table 2에 나타내었다.

Table 1. Time domain parameters from HRV

Parameter	Physiological interpretation
SDNN	심박동 간격의 전체 분산
RMS	심박동 간격의 제곱근 평균
pNN50	차이가 50ms 이상인 심박동 간격의 개수의 비율

Table 2. Frequency domain parameters from HRV

Parameter	Frequency [Hz]	Physiological interpretation
VLF	0~0.04	체온조절, 호르몬 분비, 레닌-엔지오텐신
LF	0.04~0.15	교감신경계, 부교감신경계, 압력수용기 반사, 혈관운동
HF	0.15~0.4	호흡계(부교감신경)
LF/HF		교감, 부교감 신경계의 자율신경활동

특히 HF는 호흡주기와 관계가 있으며, 인체의 반사 시스템과 밀접한 관계를 가지고 있어 호흡 영역이라고도 한다. 특히 부교감신경계의 활성도가 감소하면 심질환이 발생할 수 있으며, 스트레스 또는 통증이 나타나고, 매우 긴장된 상태를 유지하게 된다.

본 연구에서는 HRV의 시간, 주파수영역 분석을 통해 스트레스

에 따른 HRV의 변화를 관찰하고자 하였다. 이를 위하여 피실험자로부터 인위적으로 숨을 참고 강제호기를 통해 흉강내압을 증가시켜 인위적인 육체적 스트레스를 가하는 발살바 조작을 유도하였으며, 안정 상태와 스트레스 상태를 비교하여 심탄도 모니터링을 통해 스트레스 상태의 판별 가능성을 확인하고자 하였다.

3. 실험 및 결과

3.1 심박동 검출 성능 평가

본 연구에서 적용한 웨이브렛 신호처리와 템플릿 매칭 기법을 적용한 심탄도 신호처리기법의 성능평가를 위하여 심전도와 심탄도를 동시에 계측하여 심박동 검출성능을 평가하고자 하였다. 이를 위하여 실험대상은 건강한 대학생 10명을 대상으로 30분간 심전도와 심탄도를 동시에 계측하는 실험을 수행하였으며, 실제 계측된 심탄도와 심전도의 일례를 Fig. 4에 나타내었다.

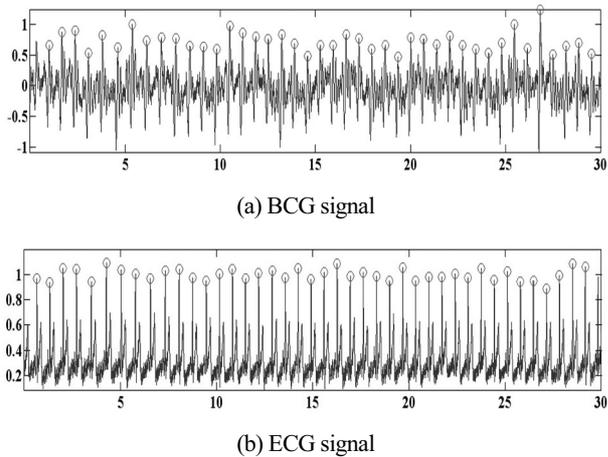


Fig. 4. Peak detection from BCG, ECG signal.

피검자는 의자에 편안하게 앉아 독서를 하는 상태에서 신호를 계측하였으며, 심전도는 사지유도법 중 lead I 법을 사용하여 계측하였다. 심탄도의 피크검출 성능평가를 위하여 피크검출 정확도를 평가하였으며, 이를 계산하기 위한 수식은 다음과 같다.

$$Accuracy(\%) = \frac{TP}{TP+FP+FN} \times 100 \quad (2)$$

여기서 TP (true positive)는 심전도로부터 검출된 피크의 개수를 의미하며, FP (false positive)는 심탄도로부터 J 피크 외에 추가로 주변의 피크가 검출된 오류이며, FN (false negative)는 피크 검출이 누락된 오류를 의미한다.

Table 3. Evaluation results of peak detection

	F.P (ECG)	F.P (BCG)	F.P (ECG)			F.P
			F.P	F.P	F.P	
subject 1	2367	2355	8	20	28	98.8
subject 2	2532	2552	22	2	24	99.1
subject 3	2187	2157	9	39	48	97.9
subject 4	2124	2121	6	9	15	99.3
subject 5	2209	2224	28	13	41	98.2
subject 6	2325	2315	15	25	40	98.3
subject 7	2145	2125	13	33	46	97.9
subject 8	2104	2123	42	23	65	97.0
subject 9	2311	2281	12	42	54	97.7
subject 10	2404	2400	36	40	76	96.9
Parameter						98.1

Table. 3의 실험결과를 살펴보면 심전도에서 피크 개수를 기준으로 했을 때 심탄도의 피크검출 성공률이 평균 98.1%를 보인다. 심전도 신호로부터 검출한 심박동수와 웨이브렛 및 템플릿 매칭을 적용한 심박동수의 유의성을 확인하기 위하여 상관관계를 분석한 결과 상관계수는 0.97, P 값은 < 0.0001로 유의성이 높은 것으로 나타났다. 따라서 본 연구에 의해 구현한 심탄도 계측 시스템을 이용하여 무구속 심박동 모니터링이 가능하다.

두 신호 사이에 일치성을 확인하기 위하여 Bland-Altman[13] 분석을 이용하였다. Bland-Altman 분석은 두 가지 측정방법에서 구해진 데이터의 오차를 보다 편리하게 판별하기 위한 그래프로서 가로축은 두 데이터의 평균값을 나타내고 세로축은 두 데이터의 오차를 나타낸 것이다. 가로축은 여러 대상을 상대로 측정할 경우 다양한 수치가 나타나게 되며, 세로축은 산점도를 평가함으로써 정확성의 평가가 가능하다. Bland-Altman 분석에서는 차이의 평균 분포를 보기 위해 일치의 한계범위(limits of agreement)를 계산하는데, 평균±표준편차의 1.96 배(mean bias±2SD)로 표현한다. 심전도에서 심박동수와 심탄도에서 심박동수 차이의 평균은 0.024, 차이의 한계범위는 +2.622~-2.573였고, 전체 심박동수의 95.6%가 포함되었으며, 그 결과를 Fig. 5에 나타내었다.

이를 통해 심탄도로부터 심박동 추출이 심전도로부터의 추출과 유사함을 확인 할 수 있으며, 심전도를 대체하여 심탄도로부터 심박동수 모니터링뿐만 아니라 HRV의 시간 및 주파수 분석을 통해 다양한 건강정보의 모니터링이 가능함을 보여준다.

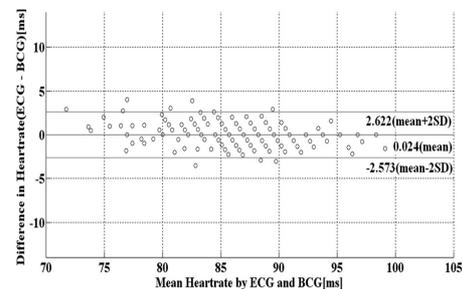


Fig. 5. Results of the Bland-Altman Analysis.

3.2 스트레스에 따른 HRV 분석 결과

본 연구에서는 스트레스 판별 및 무구속 건강 모니터링의 가능성을 평가하기 위하여 피검자 10명으로부터 총 5회의 발살바 조작을 유도하여 심탄도를 계속하였다. 계속 전 피험자에게 실험에 대한 취지를 충분히 설명하였으며, 피험자로부터 동의를 획득 후 실험을 수행하였다. 실제 피험자로부터 계속된 심탄도와 이로부터 추출한 HRV신호의 일례를 Fig. 6에 나타내었다. 그리고 HRV의 시간 영역에서 파라미터들인 SDNN, pNN50, RMS파라미터를 분석한 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 실험결과를 살펴보면 SDNN과 pNN50에서는 스트레스 상태와 안정 상태에 따른 규칙성이 미미하여 스트레스의 판별에 어려움이 있었다. 하지만 RMS파라미터의 경우는 스트레스 상태일 때 부교감신경계의 활성도가 감소하는 것으로 알려진 것처럼 발살바를 유도하였을 때 크기가 감소하는 특징을 보였으며, 스트레스 모니터링 지표로서의 활용가능성을 확인하였다.

다음은 HRV의 주파수영역 분석을 위하여 FFT를 수행하였으며, 이로부터 추출된 주파수영역 파라미터인 VLF, LF, HF, LF/HF파라미터를 분석하여 그 결과를 Fig. 8에 나타내었다. 분석결과를 살펴보면 VLF, LF, HF대역에서 발살바를 유도하였을 때 즉, 스트레스 상태일 때 활성도가 감소한 것으로 나타났으며, LF/HF에서는 그 비율이 증가하였다. 특히 HF와 LF/HF에서 그 차이가 크게 나타남에 따라 부교감신경계의 영향을 잘 반영하는 것으로 판단된다. 따라서 HRV의 시간영역에서 RMS와 주파수 영역에서 HF 또는 LF/HF분석을 통해 스트레스와 안정 상태를 판별할 수 있음을 확인하였다.

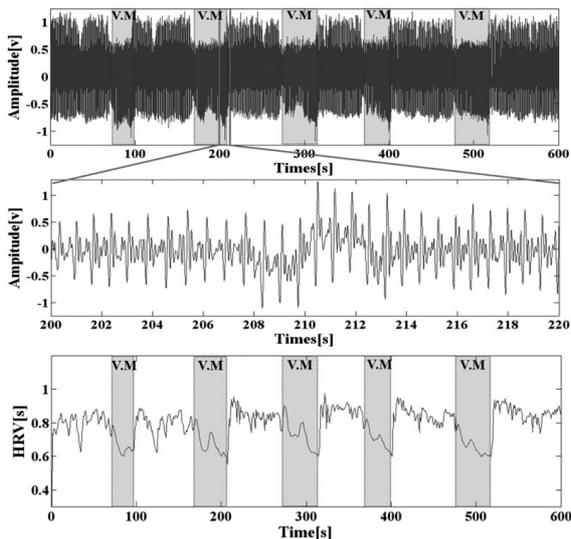


Fig. 6. HRV extraction results.

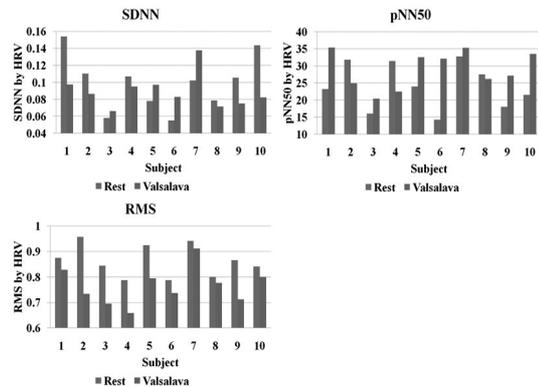


Fig. 7. Parameters of HRV analysis in the time domain.

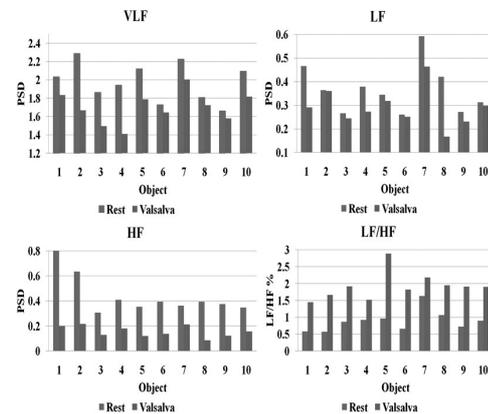


Fig. 8. Parameters of HRV analysis in the frequency domain.

4. 결론

본 연구에서 가정이나 사무실에서 피검자가 일상생활을 하는 중 무구속, 무자각 상태에서 신호를 계속하여 건강상태를 모니터링하기 위한 의자형 무선 심탄도 계속시스템을 구현하였다. 심탄도에 포함된 기저선 변화 및 잡음성분의 제거, 신호의 크기를 정규화하기 위해 웨이블릿 및 템플릿 매칭 기법을 적용하였고 적응 문턱치 기법을 이용하여 피크검출을 수행하였다.

구현된 시스템의 성능 및 유용성 평가를 위해 건강한 대학생 10명을 대상으로 심전도와 심탄도를 동시에 계속하여 각각의 신호로부터 피크검출을 수행한 결과 심탄도로부터 피크검출 성공률이 평균 98.1%로 나타났으며, 심탄도를 이용한 무구속, 무자각 건강 모니터링의 가능성 및 구현된 시스템의 유용성을 확인할 수 있다.

또한 무구속 의자형 심탄도 계속 시스템을 이용하여 심탄도 신호를 계속하고 신호처리과정을 통해 HRV를 검출하였으며, 인위적인 신체적 스트레스인 발살바 조작을 유도하여 안정 상태와 스트레스 상태를 비교하였다. 실험결과 HRV의 시간영역에서 RMS와 주파수 영역에서 HF 또는 LF/HF분석을 통해 스트레스와 안정 상태를 판별할 수 있는 가능성을 확인하였다.

향후 연구에서는 다양한 신체적 스트레스뿐만 아니라 피로도

스트레스 분석을 위한 다양한 방법과의 비교평가를 수행하고자 하며, 심탄도 신호로부터 건강 모니터링에 유용한 정보를 추출하기 위한 지속적인 연구를 수행하고자 한다.

감사의 글

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2010-0011769)

REFERENCES

- [1] S. J. Chang, S. B. Koh, H. R. Choi, J. M. Woo, B. S. Cha, J. K. Park, Y. H. Chen, H. K. Chung, "Job stress, heart rate variability and metabolic syndrome", *Korean J Occup Environ Med*, vol. 16, no. 1, pp.70-81, 2003.
- [2] J. Muhlsteff, O. Such, R. Schmidt, M. Perkuhn, H. Reiter, J. Lauter, J. Thijs, G. Musch, and M. Harris "Wearable approach for continuous ECG and activity patient-monitoring" *Engineering in Medicine and Biology Society*, San Francisco, CA, USA, pp. 2184-2187, 2004.
- [3] J. Ottenbacher, S. Romer, C. Kunze, U. Großmann, and W. Stork "Integration of a bluetooth based ECG system into clothing" *Eighth IEEE International Symposium on Wearable Computers*, Arlington, VA, USA, pp. 186-187, 2004.
- [4] J. Alihanka, K. Vaahtoranta, and I. Saarikivi, "A new method for long-term monitoring of the ballistocardiogram, heart rate, and respiration" *Am J Physiol*, vol. 240, no. 9, pp. 289-297, 1993.
- [5] X. Yu, D. J. Gong, C. Osborn, and D. Dent, "A wavelet multiresolution and neural network system for BCG signal analysis", *IEEE TECON-Digital signal processing Applications*, Perth, WA, Australia, pp. 491-495, 1996.
- [6] A. Akhbardeh, S. Junnila, M. Koivuluoma, T. Koivistoinen, V. Turjanmaa, T. Koobi, and A. Varri, "Towards a disease diagnosing system based on force sensitive chair's measurement, biorthogonal wavelets and neural networks", *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 20, no. 4, pp. 493-502, 2007.
- [7] O. Postolache, P. S. Girao, and G. Postolache, "New approach on cardiac autonomic control estimation based on BCG processing", *Electrical and Computer Engineering*, Vancouver, BC Canada, pp. 876-879, 2007.
- [8] K. Yamakoshi, M. Kuroda, S. Tanaka, I. Yamaguchi, and A. Kawarada, "Non-conscious and automatic acquisition of body and excreta weight together with ballistocardiogram in a lavatory", *Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, Netherlands, pp. 67-68, 1996.
- [9] M. Brink, C. H. Muller, and C. Schierz, "Contact-free measurement of heart rate, respiration rate, and body movements during sleep", *Behavior Research Methods*, vol. 38, pp. 511-521, 2006.
- [10] Y. H. Noh and D. U. Jeong, "Development of the wearable ECG measurement system for health monitoring during daily life", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 19, no. 1, pp. 8-16, 2010.
- [11] S. H. Kim, H. J. Hwang, J. W. Kim, J. Y. Shim and H. R. Lee, "The relationship between heart rate variability and illness severity", *Korean J. Fam. Med.*, vol. 26, no. 3, pp. 152-157, 2005.
- [12] S. Cerutti, A. M. Bianchi, and L. Mainardi, "Spectral analysis of the heart rate variability signal. In : Malik M, Camm AJ, eds. Heart rate variability". Armonk, NY : Futura Publishing Company, Inc, pp. 63-74, 1995.
- [13] J. M. Bland and D. G. Altman, "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *Lancet*, vol. 327, pp. 307-310, 1986.



노 윤 홍(Yun-Hong Noh)

- 2008년 2월 동서대학교 정보네트워크과 (공학사)
- 2010년 2월 동서대학교 유비쿼터스 IT 학과 (공학석사)
- 2010년 3월 - 현재 동서대학교 유비쿼터스 IT 학과 박사과정
- 주관심 분야 : 생체계측시스템, 생체신호 처리



정 도 윤(Do-Un Jeong)

- 2000년 2월 동서대학교 전자공학과 (공학사)
- 2002년 2월 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학석사)
- 2005년 8월 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학박사)
- 2005년 3월 - 현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 조교수
- 주관심 분야 : 생체계측시스템, 생체신호 처리, 유비쿼터스 헬스케어