u-Health 서비스 지원을 위한 착용형 옥시미터를 이용한 맥파 분석 시스템

정상중 · 서용수* · 정완영†

Pulse wave analysis system using wrist type oximeter for u-Health service

Sang-Joong Jung, Yong-Su Seo*, and Wan-Young Chung†

Abstract

This paper describes a real time reliable monitoring method and analysis system using wrist type oximeter for ubiquitous healthcare service based on IEEE 802.15.4 standard. Photoplethysmograph(PPG) is simple and cost effective technique to measure blood volume change. In order to obtain and monitor physiological body signals continuously, a small size and low power consumption wrist type oximeter is designed for the measurement of oxygen saturation of a patient unobtrusively. The measured data is transferred to a central PC or server computer by using wireless sensor nodes in wireless sensor network for storage and analysis purposes. LabVIEW server program is designed to monitor stress indicator from heart rate variability(HRV) and process the measured PPG to accelerated plethysmograph(APG) by applying second order derivatives in server PC. These experimental results demonstrate that APG can precisely describe the features of an individual's PPG and be used as estimation of vascular elasticity for blood circulation.

Key Words : wrist type oximeter, photoplethysmograph(PPG), accelerated plethysmograph(APG), wireless sensor network, heart rate variability(HRV)

1. 서 론

현대 사회에서 의학의 개념이 질병 치유에서 질병 예방으로, 특정 장소에서 대형 장비를 사용하던 의료진 중심에서 언제, 어디서나 소형 장비를 사용하는 환자 중심으로 변화되고 있다. 또한 고령화와 건강에 대한 관심의 증대, 웰빙 라이프를 추구하면서 건강한 육체와 건전한 정신이 강조된 제품들이 요구되고 있다. 따라서 최근에는 무선 및 프로세서 기술의 발달로 작고 저전력의 무선센서노드들로 구성된 센서네트워크를 구성하여 상황에 따른 데이터를 수집하여 활용하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다. 이런 사회적 변화는 언제 어디서나 사람의 생체신호를 측정할 수 있는 기술을 요구하고 있으며, 일상생활 중 언제 발생할지 모르

는 질병을 조기에 발견하고 신속하게 의료진에게 전달하여 증상에 따른 대처를 하는 방법은 의료서비스 질의 개선에 크게 기여할 수 있을 것이다^[1,2].

본 논문에서는 인체에서 측정 가능한 생체신호 중심장관련 정보를 내포하고 있는 산소포화도 생체데이터를 모니터링 및 분석하기 위해 기존의 유선방식이나 특정위치에 국한되었던 생체신호의 측정을 가정, 사무실, 병원과 같은 소규모 장소에 무선센서네트워크 환경을 구축하여 측정에 있어 장소에 대한 제약이 없도록 하였으며, 무구속, 무자각 생체신호 측정을 위한 웨어러블 형태의 측정기를 제작하여 측정에 대한 환자의 불편함을 줄이고자 하였다. 즉, 현재 시중에서 구입 가능한 상용 옥시미터 관련 제품들은 일시적으로 사용되는 경우가 많으므로 측정된 데이터의 결과를 장비에서 바로 확인 가능하도록 되어 있지만 본 논문에서는 무선센서네트워크의 호환과 분석 모니터링 프로그램을 구현하여 지속적인 측정과 정확한 분석 결과를 보여주 고자 하였다. 또한 접착성과 이동성을 보완하기 위한 반시형 프로브를 탑재한 옥시미터를 제작하여 u-헬스 서비스 지원을 가능하게 하고자 하였다^[3]. 이 옥시미터

부경대학교 대학원 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Graduate school, Pukyong National University)

*동서대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Dongseo University)

†Corresponding author : wychung@pknu.ac.kr

(Received : July 7, 2009, Revised : October 14, 2009

Accepted : December 28, 2009)

를 u-헬스케어환경에서 휴대성 및 착용성 향상을 위해 저전력 옥시미터와 무선센서노드가 결합된 측정기를 설계 및 제작하였다. 따라서 광혈류량 측정법을 이용하여 손가락에서 얻어진 PPG 파형을 통한 스트레스 및 혈관의 탄성도에 대한 객관적인 비교분석을 위한 실시간 맥파 모니터링 및 분석 시스템을 제안하였다. 유비쿼터스 헬스케어 서비스를 통한 건강관리는 의료비 절감 효과를 가져다줘 정부는 국가 의료비용이 절감될 뿐만 아니라 일반 국민은 물론 사회 소외계층에게도 양질의 의료 서비스를 확대 제공할 수 있게 될 것이다. 산업계에서는 IT, 통신, 의료 솔루션의 융합을 통해 관련 산업의 비즈니스 영역이 크게 확대될 것으로 예상하고 있다.

2. 가속도 맥파(APG)와 심박변이도(HRV)

손끝에서 측정된 혈액용적 변동, 즉 손끝의 혈관변동을 맥파로 표시한 것을 손끝 ‘용적 맥파(PPG)’라고 부른다. 이것은 1970년 전후부터 보급되어 순환기질환의 진단 및 치료효과 진단에 사용되어왔다. 그러나 파형의 변곡점을 분석하고 해석하는데 난해한 문제가 있었다. 여기서 손끝 용적 맥파를 시간 축으로 2회 미분한 ‘가속도 맥파(APG)’라고 하는 것이 생기게 되었다. 가속도 맥파는 파형의 변곡점이 강조되어 표시되기 때문에 파형패턴을 이용하여 쉽게 분석과 해석이 가능하게 된 것이다. 가속도 맥파는 말초혈액순환을 평가하는 최적의 지표이며, 동맥경화 등의 진단법에 이용되어지고 있는 추세이다^[4]. Fig. 1에서는 PPG와 가속도 맥파의 일반적인 파형을 제시하였다^[5].

또한 PPG 파형의 간격을 시계열 신호로 변환하여 시간 축에서 재배열하면 시간에 따라 변화하는 심박동 변화를 알 수 있는데 이것을 심박변이도(heart rate

variability, HRV)라고 하며, 심전도, PPG, 혈압등과 같은 파라미터에서 검출이 가능하다. HRV는 PPG 파형에서 나타나는 최대/최소 분당 심박수의 변화를 말하는 것이 아니라 하나의 심박 주기로부터 다음 심박 주기 사이의 변이를 측정하는 것이다. 즉, HRV는 끊임없이 변화하는 심혈관계 제어 메커니즘에 있어 PPG 파형의 간격에 대한 변동 특징을 관찰하고 심장박동의 변화 추이를 정량화한 것이라 정의할 수 있다^[6-8]. 또한 자율신경은 장기 기능과 물질대사를 조절하고 체내/외적인 환경 요인의 변화에 대하여 적절한 균형을 도모함으로써 생명 유지 활동 및 체내 항상성을 유지시켜 주는 신경계이다. 자율신경계는 많은 정신신체질환과 스트레스성 질환에 관여한다. 특히 환경적 스트레스가 인체에 미치는 영향을 평가하기 위해서는 자율신경계의 상태를 평가하는 것이 중요하다. 그러나 임상적으로 활용할 수 있는 검사법은 그리 많지 않다. 따라서 측정이 용이하고 교감신경과 부교감신경이 활동을 정량적으로 평가할 수 있는 대안이 요구되었는데, 이것이 바로 HRV 신호 평가기법이다^[9-11]. 일반적인 HRV 신호 분석으로는 시간영역 분석, 주파수영역 분석, 그리고 비선형 동역학적인 분석이 있지만 통상 시간영역 분석과 주파수영역 분석을 사용하여 자율신경계의 활동을 해석한다. Fig. 2는 PPG 파형으로부터 HRV 신호를 추출되는 과정을 보여주고 있으며, HRV 신호는 일반적으로 안정 상태일수록 더 크고 복잡한 형태를 나타내며, 운동을 하거나 스트레스 상태일 때에는 규칙적이고 일정한 형태를 나타낸다.

가속도 맥파와 HRV 신호를 위해 사용되는 PPG 파형은 일반적으로 적외선광 LED와 포토다이오드로 구성된 광전용적맥파 센서에 의해서 측정된다. 즉 말초혈

Fig. 1. Comparison of PPG and APG waveform.

Fig. 2. Sampling process of HRV.

Fig. 3. Overall system architecture.

관에서의 혈류량 변화는 포토다이오드의 전류변화로 검출가능하며, 이를 위하여 전류-전압변환회로와 소신호의 증폭을 위한 증폭회로가 필수적이다. 이에 본 논문에서는 적색광 LED, 적외선광 LED, 그리고 포토다이오드가 포함된 반사형 프로브를 이용한 산소포화도 모듈을 제작하여 PPG 파형뿐만 아니라 산소포화도(%), 심장박동수까지 획득하였다.

3. 시스템 설계

본 논문에서는 유비쿼터스 헬스케어 서비스를 위한 착용형 옥시미터를 이용한 맥파 분석 시스템을 제안하였으며, Fig. 3은 제안된 시스템의 전체 구성도를 보여준다. 제안된 시스템은 PPG 파형의 측정, 데이터의 무선전송, 서버에서의 모니터링 및 분석 프로그램으로 구성되며, 사용자의 인체에 부착된 센서로부터 측정된 산소포화도 데이터는 IEEE 802.15.4 표준 무선통신을 통해 서버 PC와 연결된 베이스스테이션으로 전달되어 실시간 모니터링 및 신호처리가 이루어진다.

본 논문에서 제안된 착용형 옥시미터는 Fig. 4와 같이 무선통신을 담당하는 무선센서노드와 PPG 파형 측정을 위한 산소포화도 모듈로 구성되고 제작된 두 보드를 서로 연결하여 측정된 데이터를 수집하도록 하였다. TinyOS 기반의 무선센서노드는 Fig. 4의 (a)와 같이 IEEE 802.15.4 표준 무선통신과 연동이 가능하게 자체 제작하였으며, 무선센서네트워크에서 요구되는 제한된 메모리에 맞추어 어플리케이션의 크기를 최소화하는 장점을 가지고 있다. 저전력 마이크로컨트롤러 (MSP430F1611), 주파수 대역기술(2.4 GHz 대역), 사이즈의 최소화(40 mm 지름의 원형), 10KB RAM, 48KB 플래시메모리, 12Bit A/D 컨버터, 장기간 사용 가능한 수명(Sleep: 5.1 uA, Active: 1.8 mA), Ad-hoc 네트워크 등을 고려하여 제작하였으며 외부 확장 핀의 활용으로 각종 센서 데이터 수집 및 디지털 통신이 가능하고 단일 전원 사용으로 약 20 m의 통신 범위를 가진다^[12-13].

산소포화도 모듈은 Fig. 4의 (b)와 같이 탈부착이 가

Fig. 4. Wireless sensor node(a) and oxygen saturation module(b).

능한 모듈형의 장점과 헬스케어 분야에서 소형화된 센서의 기능을 최대한 살리기 위해 필요한 모든 신호처리를 위해 산소포화도 모듈에 아날로그 회로를 구현하였으며, 무선센서노드와의 연동을 위해 무선센서노드와 같은 사이즈인 지름이 40 mm의 소형 원형타입으로 제작하였다. 산소포화도 모듈에 사용된 마이크로컨트롤러는 저전력 전력소비를 위해 Atmel사의 ATmega128L을 사용하였고 ADC 변환, 산소포화도 값 계산, PPG 검출을 위한 프로그램을 구현하였다. 특히 저전력 기능의 ATmega128L은 최대 8 MHz의 동작이 가능하며, 내부 FLASH 메모리는 외부 확장 커넥터와 연결이 용이한 ISP 포트를 통해 프로그램이 가능하다. 일반적으로 산소포화도(%)는 총 헤모글로빈의 농도에 대해 산소를 포함하고 있는 헤모글로빈(HbO₂) 농도의 비율로서 정의되어지는데, 기본적으로 Lambert-Beer 법칙을 바탕으로 한 빛을 이용한 계산 방식이다^[14]. 즉, 두 개의 서로 다른 파장을 가지고 있는 빛을 조직에 투과하여 흡수된 두 파장의 흡수도의 비를 측정함으로써 산소포화도를 측정하므로 이에 대한 프로그램을 구현하

Fig. 5. The Pulse for LED driving.

Fig. 6. Block diagram of signal process circuit.

였다. 또한 본 논문에서는 기존의 투과형 방식의 측정과는 달리 반사형 방식의 측정을 위한 반사형 프로브를 설계하여 사용하였으며, 반사형 프로브의 구동을 위해 Fig. 5와 같이 적색광과 적외선광 LED를 8 ms 주기로 4 ms 동안 교대로 점등하면서, 각각의 LED에 의한 빛이 손가락내의 피부, 조직, 뼈, 혈액 등에 반사되어 전달된 빛을 광센서로 받아들인다. 이로써 반사형 프로브에 의한 산소포화도의 확보는 손가락에서 뿐만 아니라 다른 측정 기능부위(이마, 뼈 등)에서의 반사형 방식을 통한 측정을 가능하게 하여 더 많은 응용분야에서의 활용을 내포하고 있다. 따라서 최종적으로 각각 적색광과 적외선광에 의한 PPG 파형이 얻어지는데, PPG 파형의 분석에는 손가락 색소 변화나 주변광에 의한 간섭을 최소화할 수 있는 적외선광의 신호를 이용하였다.

산소포화도 모듈에는 측정에서 발생하는 60 Hz 전원 잡음 및 노이즈를 제거하기 위해 Fig. 6과 같이 24 Hz 차단주파수를 갖는 버트워즈 2차 저역통과필터, 60 Hz 노치필터, 0.5 Hz~10 Hz의 차단주파수를 갖는 대역통과필터를 설계하였으며, 10~20배의 증폭이 가능한 증폭회로를 구성하여 신뢰성이 보장된 PPG 파형을 획득하였다. 또한 산소포화도 모듈에서의 데이터 전송은 RS-232 시리얼 통신을 사용하여 무선센서노드의 마이크로 컨트롤러의 UART 포트를 통하여 측정된 데이터가 수집된다. 수집된 데이터는 1초에 5 바이트씩 75번의 데이터를 구성하여 서버와 연결된 베이스스테이션으로 전송하도록 하였다.

Fig. 7의 (a)는 제안된 시스템에 적합하도록 구현된 무선센서네트워크를 위한 어플리케이션을 보여주고 있으며, 베이스스테이션으로 전송되는 데이터는 서버 PC

Fig. 7. Design of application based on tinyOS and packet configuration for wireless communication.

에서 LabVIEW 프로그램을 통해 모니터링 된다. 먼저 유니캐스트 통신을 기반으로 한 실험을 통해 장애물이 없는 약 10 m 이내의 통신환경에서는 패킷 손실이 발생하지 않고 데이터 전송이 이루어지는 것을 확인하였다. 게다가 가정, 사무실, 병원과 같은 장소에서의 활용을 가정하여 멀티홉 통신을 가능하게 하였다. 다만 멀티홉 통신에서의 신뢰성은 유니캐스트 통신일 때보다 현저히 떨어지므로 본 논문에서의 모든 실험은 유니캐스트 통신을 기반으로 측정된 산소포화도의 데이터가 전송되었다. 무선센서노드에 구현된 헬스케어 어플리케이션을 통해 수집된 산소포화도 데이터는 무선통신을 위한 메시지 구조로 형성된다. Fig. 7의 (b)는 산소포화도 데이터의 패킷 구성도를 보여주고 있으며, 무선전송을 위한 데이터 패킷은 SourceMoteID, LastSampleNumber, Channel의 정보를 저장하는 6바이트의 헤더 패킷과 산소포화도의 데이터로 구성된 5바이트 크기의 패킷으로 구성되어 총 11의 메시지 패킷으로 이루어진다. Fig. 7의 (b)의 산소포화도 패킷에는 측정으로부터 얻어진 산소포화도(%), 심장박동수, PPG 파형에 대한 데이터가 포함되어 있다. LabVIEW 프로그램은 산소포화도(%), 심장박동수, PPG 데이터를 실시간으로 모니터링하고 PPG 파형의 2차 미분을 통한 가속도 맥파 검출과 스트레스 분석을 담당한다. 또한 다른 데이터와는 달리 PPG 파형 및 가속도 맥파 파형은 연속적인 데

Fig. 8. Wrist type oximeter(a) and experimental environment for wearing test(b).

이터를 사용하므로 서버 측으로 전송된 데이터는 주기적인 상태 관찰을 위해 실시간으로 저장된다.

4. 실험 및 결과

초소형, 저전력의 착용형 옥시미터의 제작을 위해 산소포화도 모듈과 무선센서노드는 약 40 mm의 크기로 내부 모듈들을 설계하였고 55×55×25 mm (가로×세로×높이) 크기의 케이스를 제작하여 3.7 V의 리튬폴리머 건전지와 함께 사용가능하도록 제작하였다. 또한 케이스 하단에 밴드를 접착시켜 손목에 착용할 수 있도록 하였으며, 케이스의 외부에 On/Off 스위치를 위치시켜 사용자가 측정을 필요로 할 때에만 사용 가능하도록 하였다. Fig. 8의 (a)는 실제 실험을 위해 제작된 착용형 옥시미터를 사용자가 직접 착용한 모습을 보여주며, Fig. 8의 (b)는 무선센서네트워크 기반 이동성 고려를 위한 실험을 수행하는 실제 환경을 보여주고 있다. 이로 인해 실제 실험을 통한 산소포화도 측정과 데이터의 분석을 가능하게 하였다.

(a)

(b)

Fig. 9. LabVIEW monitoring program: (a) wrist type oximeter data, (b) APG waveform.

실험으로부터 무선센서네트워크를 통해 원격지인 베이스스테이션으로 전송된 데이터는 서버 PC에서 LabVIEW 프로그램을 통해 실시간으로 모니터링 된다. LabVIEW 프로그램은 1차로 Fig. 9와 같이 산소포화도(%), 심장박동수, PPG 파형을 실시간으로 모니터링하고 PPG 파형의 2차 미분을 통해 가속도 맥파를 검출하였다. 2차로는 검출된 가속도 맥파 파형을 통해 혈관 탄성도에 대해 분석하고 3차로 PPG 파형을 이용한 HRV 신호를 검출하여 스트레스 상태를 분석하였다.

Fig. 10은 실시간으로 측정된 PPG 파형의 2차 미분을 통해 검출된 가속도 맥파의 분석 프로그램이며, 그림에서와 같이 가속도 맥파에서는 4개의 변곡점을 발견할 수 있고 각각의 변곡점은 혈관 벽의 탄성 변화에 대한 정보를 포함하고 있다. 분석 프로그램에서 분석된

Fig. 10. Analysis program of APG waveform.

Table 1. Vascular compliance analysis results from real experiments

	20대 여	30대 남
HR(회/분)	77	73
산소포화도(%)	99	98
변곡점 a	2.37	3.47
변곡점 b	-2.87	-3.92
b/a	-1.21	-1.13

a와 b 변곡점은 좌심실의 심박출에 의해 나타나는 PPG 파형의 첫 번째 맥동성분 즉, PPG 파형에서 첫째 변곡점까지 급격히 올라가는 초기 수축기를 나타내며, c와 d 변곡점은 초기 수축기 이후의 가속도 성분을 나타낸다. a 변곡점에서 측정되는 최대값은 양(+)의 값을 가지며, b 변곡점에서 측정되는 최소값은 음(-)의 값을 가진다. 이에 따라 b/a 값을 구할 수 있는데 계산된 이 값은 혈관 벽의 탄성도를 나타내는 지표가 된다.

Table 1은 모니터링 프로그램을 통해 실제 측정을 통한 데이터의 분석 결과를 나타내며, 정확하고 신뢰성 있는 데이터 확보를 위해 정상적인 2명의 측정자에게 3일간 매 10시간마다 1분씩 측정하여 평균한 데이터를 보여주고 있다. 위 실험의 결과에서처럼 PPG 파형의 초기 수축기에서는 혈관 벽의 탄력변화가 가장 크게 나타나게 되므로 a(양수)와 b(음수)의 절대값이 가장 크게 나타나지만 측정된 값의 크기는 개인별 및 연령 대별과는 무관하다. 하지만 가속도 맥파의 지표로 표현되는 b/a 값은 혈관 탄력변화에 의해 측정된 a와 b 값의 비(ratio)로 계산되어 일반적으로 음수로 표현된다. 이는 손가락 말초혈관의 탄성도 변화를 반영하게 되며, b/a 값은 나이가 많아지거나 혈관의 탄성도가 떨어질수록 그 값이 상대적으로 증가하게 되므로 손가락에서의 혈관 탄성도가 감소하는 결과를 나타내었다.

Fig. 11. Analysis of HRV signal in time domain.

Table 2. Correlation between HRV signals and nervous system

구분	주파수 대역	관련 신경계
Power	$P \leq 0.40$ Hz	
UVF	0 ~ 0.003 Hz	낮/밤 변화
VLF	0.003 ~ 0.04 Hz	온도조절, 혈관운동
LF	0.05 ~ 0.15 Hz	교감신경(흥분), 혈압조절
HF	0.15 ~ 0.40 Hz	부교감신경(억제), 호흡

또한 Fig. 11은 PPG 파형으로부터 추출한 HRV 신호를 시간영역에서 분석한 결과를 보여주고 있으며, 안정 상태에서의 약 600초 동안의 HRV 신호를 측정하였다. 측정된 HRV 신호는 70~85(BPM) 사이의 신호가 크고 복잡한 형태로 불규칙적인 결과를 나타내고 있다. 이것은 교감신경과 부교감 신경이 적절히 활동함을 반증하고 항상 안정 상태의 생리 시스템을 유지하기 위해 신경이 항상 대기하고 있다는 것을 의미한다.

HRV 신호를 주파수영역에서 분석하면 스트레스에 의한 자율신경 활동을 객관적이고도 신뢰성 있게 평가할 수 있는 지표로 나타낼 수 있다. 주파수 영역에서의 해석은 각 주파수 성분의 신호가 상대적으로 어떤 강도로 있는지 보는 방법으로 자율신경계의 교감신경과 부교감신경계의 길항적인 활동을 추정할 수 있는 매우 유용한 정보를 제공하게 된다.

Table 2는 각 주파수 대역 정의에 따라 신경계의 특징을 나타내고 있으며, 주파수영역 분석을 위해 측정된 HRV 신호를 Fig. 12의 (a)와 같이 전력스펙트럼(power spectrum density, PSD)에서 주파수 대역을 통한 교감신경과 부교감신경계의 상호 길항적인 활동, 즉 HF 대역에 대한 LF 대역의 강도를 교감신경과 부교감신경의 균형도로 해석하여 사용자의 상태를 유추할 수 있다.

Fig. 12. HRV signal monitoring program: (a) analysis of HRV signal in frequency domain, (b) comparison of HRV distribution.

또한 Fig. 12의 (b)와 같이 HRV 분포도(distribution)를 통해 사용자의 스트레스 상태의 정상 범위 및 비정상 범위를 확인할 수 있으며, 노란색 원을 기준으로 HRV 분포도가 골고루 균등하게 분포하게 되면 정상 범위의 스트레스 상태를 뜻하고 HRV 분포도가 왼쪽 아랫부분으로 집중적으로 나타날 경우 과로, 피로, 노환, 졸음에 의한 스트레스 상태를 나타낸다.

따라서 이러한 소견은 정신적 스트레스가 고혈압이나 심장 질환의 발생 위험의 가능성을 시사하며, 심장 질환 환자의 경우 그런 스트레스가 사망이나 좋지 않은 예후를 보이게 되는지를 설명할 수 있게 해준다.

5. 결 론

본 논문은 유비쿼터스 헬스케어 분야에서 관심을 불러일으키고 있는 무선센서네트워크 기반의 응용분야로서 반사형 프로브가 탑재된 착용형 옥시미터를 제작하여 환자의 이동성을 보장하기 위한 센서네트워크와의 호환성을 위해 산소포화도 모듈과 무선센서노드가 결합되어 실제 생체신호의 측정을 통한 u-헬스 서비스 지원을 위한 맥파 분석 시스템을 구현하여 일상생활 중에서도 실시간으로 계속 네트워크상에서 모니터링 되도록 설계하였다. 특히, 저전력을 고려하여 제작된 착용형 옥시미터는 유니캐스트 방식으로 구현된 무선센서네트워크를 통해 측정된 생체데이터를 안전하고

정확하게 서버로 전송하고 실시간으로 모니터링 되어 사용자의 건강 상태를 확인할 수 있었다.

본 논문에서 구현된 시스템을 통해 PPG 파형을 2차 미분 처리한 가속도 맥파 파형을 검출하여 사용자의 혈관 탄성도를 객관적으로 평가하였으며, 향후에는 동맥경화 진단 및 임상실험에 활용될 수 있을 것이다. 또한 실제 실험을 통해 추출된 HRV 신호의 시간영역에서의 분석을 통해 교감신경과 부교감 신경이 항상 안정 상태의 생리 시스템을 유지하기 위해 신경이 항상 대기하고 있다는 의미와 주파수영역에서의 분석을 통해 스트레스 상태일 때의 부교감신경이 활성화되어 HRV 신호가 주기적이고 일정한 분포로 나타나게 되는 것을 확인하였다. 본 연구를 바탕으로 자율신경계 기능을 비침습적이고 신뢰성 있게 분석할 수 있는 더 나은 시스템에 대한 연구를 통해 자율신경과 관련된 다양한 질환과 병증에 폭넓게 적용 가능할 것이라 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2008년도 부경대학교의 지원을 받아 수행된 연구임 (PKS-2008-015).

참고 문헌

- [1] I. Akyildiz, W. Su, Y. Sankarasubramaniam and E. Cayirci, "A survey on sensor networks", *IEEE Communications Magazine*, vol. 40, no. 8, 2002.
- [2] Y. D. Lee, E. Alassarela, and W. Y. Chung, "A wireless health monitoring system in multi-hop body sensor networks", *Proceeding of ISMICT'07*, 2007.
- [3] Y. Mendelson, "Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 10, pp. 798-805, 1988.
- [4] 허영정, 윤길원, "광용적맥파(PPG)를 이용한 호흡수 측정에 있어서 동잡음을 이용한 정확도 향상", *센서학회지*, 제17권, 제6호, pp. 447-453, 2008.
- [5] 새롬메디칼, "자율신경계 균형검사 및 가속도 맥파 검사를 위한 Canopy9pro 측정결과 설명서", IEMBIO Inc. 02-929-8188, www.srmc.biz/
- [6] K. Takazawa, N. Tanaka, M. Fujita, O. Matsuoka, T. Saiki, M. Aikawa, S. Tamura, and C. Ibuki, "Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform", *Hypertension*, vol. 32, pp. 365-370, 1998.
- [7] J. Simek, D. Wichterle, V. Melenovsk, J. Malik, S.

- Svacina, and J. Widimsk, "Second derivative of the finger arterial pressure waveform: An insight into dynamics of the peripheral arterial pressure pulse", *Physiological Research*, vol. 54, pp. 505-513, 2005.
- [8] Y. Iketani, T. Iketane, K. Tanakawa, and M. Murata, "Second derivate of photoplethysmogram in children and young people", *Jpn Circ J*, vol. 64, pp. 110-116, 2000.
- [9] 우종민, "심박동수 변이(heart rate variability) 측정법의 개념과 임상적 활용", *정신신체의학*, 제12권, 제1호, pp. 3-14, 2004.
- [10] 정기삼, "HRV의 개요", *가정의학회지*, 제25권, 제11호, pp. 528-532, Suppl. 2004.
- [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", *Circulation*, vol. 93, pp. 1043-1065, 1996.
- [12] W. Y. Chung, G. Walia, Y. D. Lee and R. Myllyla, "Design issues and implementation of query-driven healthcare system using wireless sensor Ad-hoc network", *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, March 26-28, pp. 99-104, RWTH Achen University, Germany, 2007.
- [13] 정완영, 신광식, 장성균, "확장성이 고려된 IEEE 802.15.4 기반의 저전력 범용 센서노드 설계 및 제작", *센서학회지*, 제16권, 제4호, pp. 247-253, 2007.
- [14] J. G. Webster, "Design of pulse oximeters", Taylor & Francis Group, 1997.

정 상 중

- 2007년 동서대학교 전자공학과(공학사)
- 2009년 동서대학교 디자인&IT전문대학원 유비쿼터스 IT학과(공학석사)
- 2009년~현재 부경대학교 대학원 전자공학과 박사과정
- 주관심분야: 유비쿼터스 헬스케어, 무선 센서네트워크, Analog Circuit, IP-USN

서 용 수

- 1975년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
- 1982년 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1992년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1990년~1991년 日本 群馬대학교 전자공학과(외국인연구자)
- 1994년~현재 동서대학교 정보시스템공학부 부교수
- 주관심분야: 디지털영상처리, 패턴인식, Remote Sensing

정 완 영

- 1987년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1989년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 2009년 핀란드 오울루대학교 전기정보공학(공학박사)
- 1997년~1998년 일본 규슈대학 총합이공학연구과 연구교수
- 1999년~2008년 동서대학교 컴퓨터정보공학부 부교수
- 2008년~현재 부경대학교 전자컴퓨터정보통신공학부 정교수
- 주관심분야: 유비쿼터스 센서네트워크, 마이크로센서, 유비쿼터스 헬스케어, MEMS