

소형화 및 저전력소모를 구현한 실시간 생체신호 측정기 개발

조정현 · 윤길원[†]

A compact and low-power consumable device for continuous monitoring of biosignal

Jung Hyun Cho and Gilwon Yoon[†]

Abstract

A compact biosignal monitoring device was developed. Electrodes for electrocardiogram (ECG) and a LED and silicon detector for photoplethysmogram (PPG) were used. A lead II type was arranged for ECG measurement and reflected light was measured at the finger tip for PPG. A single chip microprocessor (model ADuC812, Analog Device) controlled a measurement protocol and processed measured signals. PPG and ECG had a sampling rate of 300 Hz with 8-bit resolution. The maximum power consumption was 100 mW. The microprocessor computed pulse transit time (PTT) between the R-wave of ECG and the peak of PPG. To increase the resolution of PTT, analog peak detectors obtained the peaks of ECG and PPG whose interval was calculated using an internal clock cycle of 921.6 kHz. The device was designed to be operated by 3-volt battery. Biosignals can be measured for 2~3 days continuously without the external interruptions and data is stored to an on-board memory. Our system was successfully tested with human subjects.

Key Words : electrode, light emitting diode, ECG, PPG, continuous monitoring

1. 서 론

인터넷과 정보기술의 발달로 실시간 또는 원격진단에 대한 관심이 고조되고 있다. 급속한 고령화 사회 또한 질 높은 의료서비스에 대한 필요성과 기대를 부각시키고 있다. 이런 사회적 변화는 언제 어디서나 사람의 생체신호를 측정할 수 있는 기술을 요구하고 있다. 지금까지의 건강 진단은 병원에 가서 생체신호를 측정함으로써 이루어졌다. 그러나 일상생활을 하면서 연속적으로 생체신호를 측정할 경우 좀 더 정밀한 진단을 내릴 수 있다. 또한 응급환자의 경우 일정 시간, 예를 들면 24시간, 동안 연속적으로 사람의 생명과 직결된 중요 활력징후를 모니터링하면 신속한 대응을 할 수 있다. 심혈관시스템과 관련된 징후는 건강에 직결된 것이므로 일상생활 중 언제 발생 할지 모르는 심혈관 병증

을 조기에 발견하고 신속하게 의료진에게 전달하여 증상에 따른 빠른 대처를 하는 방법은 의료서비스 질의 개선에 크게 기여할 수 있을 것이다.

심혈관 질환 진단을 위한 생체신호 중 광전용적맥과 (photoplethysmogram, PPG)는 특정 파장대역의 빛을 인체에 조사하고 반사 또는 투과된 빛의 검출 신호로서 심장 박동 시 발생하는 혈류의 맥동성분 변화를 알려준다. 심장의 혈액 순환과 관련된 PPG는 생리학적으로는 말초 혈관의 나타나는 혈류량을 나타내기 때문에 말초 혈관과 관련된 병증이 반영되며 의용계측 분야에서는 PPG 신호를 분석하여 맥박과 산소포화도를 측정하는데 이용되고 있다^[1]. 또한 PPG 신호를 적절하게 필터링하게 되면 호흡신호를 측정할 수도 있다^[2]. 심장의 전기적인 특성을 그래프로 나타낸 심전도(electrocardiogram, ECG)는 협심증이나 심근경색 등의 관동맥 질환을 비롯하여 여러 가지 부정맥이나 전해질이상 등의 진단, 또는 수술 중의 심장이상 유무의 조사, 확인 등 그 응용 면이 넓고 심장질환의 진단을 위하여 매우 중요하다^[3]. 맥동성 압력파가 대동맥 판막으로부터 말초 부위까지 전달되는 시간으로 정의할 수 있는

서울산업대학교 전자정보공학과 의료전자연구소 (Institute for Biomedical Electronics, Electronic & Information Engineering, Seoul National University of Technology)

[†]Corresponding author: gyoon@snu.ac.kr

(Received : June 1, 2006, Accepted : July 26, 2006)

맥파전달시간(pulse Transit Time, PTT)^[4]은 혈압과 반비례 관계를 보여주는 특징을 보여주기 때문에 PTT를 통해서 상대적인 혈압 변이를 측정할 수 있고^[5] 혈관의 거리, 구경, 혈관 벽의 구조적인 특성에 의존하는 특징 때문에 동맥의 신전성 및 혈관의 탄력성 등을 평가하는데 이용이 되기도 한다^[6].

최근 이러한 PPG나 ECG 생체신호를 무구속, 연속적으로 측정하는 연구가 진행되고 있다^[7]. 그러나 PPG와 ECG를 동시에 측정하고 혈압과 상관관계가 있는 PTT를 계산하여 며칠 동안 연속적으로 관찰 할 수 있는 저전력, 휴대용 시스템에 대한 연구는 소개되지 않고 있다. 본 연구에서는 전극센서를 이용한 ECG 신호를 측정함과 동시에 손가락에 발광다이오드(light emitting diode, LED)의 빛을 조사하고 반사되어 나온 빛을 측정하여 PPG 신호를 측정하도록 하였다. ECG측정을 위하여 높은 입력 임피던스와 높은 공통성분제거비를 가진 회로를 설계하였고 PPG측정을 위하여 일반적으로 사용하는 투과형 방식이 아닌 반사형 방식으로 개발하여 추후 패치형태로 몸에 부착하여 언제 어디서나 측정할 수 있게 하였다. ECG 및 PPG 신호의 검출과 증폭 그리고 필터링을 위한 아날로그 회로를 설계하였고 아날로그 신호를 신호처리 하기 위해서 원칩 마이크로컨트롤러를 사용하여 아날로그-디지털변환(ADC)을 하였고 개인용 컴퓨터(personal computer, PC)와 직렬통신하여 데이터를 전송하여 PC에서 데이터를 실시간 확인 할 수 있는 프로그램을 개발하였다. 개발한 장치는 3볼트 단일 전원에 의하여 동작되도록 하여 장치의 소형화와 전력소모를 최소화하는 점에 염두를 두었다. 또한 내장된 메모리에 2-3일간 데이터를 연속적으로 저장하게 하여 피측정자가 외부 간섭 없이 장시간 생체신호를 측정하여 분석할 수 있도록 하였다.

2. 생체신호 측정 장치 개발

본 연구에서 PPG와 ECG측정에 사용된 센서는 그림 1과 같다. PPG를 측정하기 위해서 Kodenshi사의 모델 EL-23G 940 nm 적외선 발광 다이오드와 모델 ST-23G 포토트랜지스터를 사용하였다(그림 1(a)).

PPG의 경우 동 잡음이나 외란 광에 매우 민감하기 때문에 손가락형태의 고형물에 센서를 부착하였다. PPG 측정을 위해서 일반적으로 많이 사용하는 투과형 방식이 아닌 그림 2와 같은 반사형 방식을 사용하였다. 반사형 방식을 사용한 이유는 추후 패치형태의 작은 시스템으로 개발하여 환자의 몸에 부착하여 일상생활을 하면서 사용할 수 있도록 하기 위함이다.

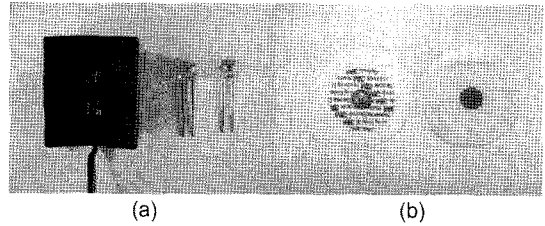


그림 1. PPG의 LED와 phototransistor (a)와 ECG 은/염화은 전극 센서(b)
Fig. 1. LED and phototransistor for PPG (a) and ECG Ag/AgCl electrode (b).

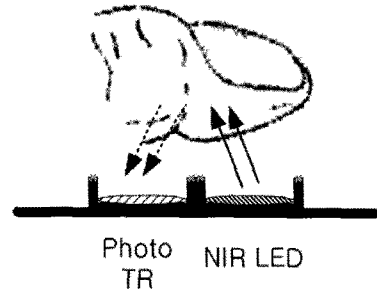


그림 2. 반사형 PPG 측정 구성도
Fig. 2. PPG reflectance measurement using LED and phototransistor.

PPG 센서는 광원을 이용한 특성상 광의 변동에 의한 잡음과 동 잡음 등에 따른 잡음이 존재할 수 있다. 따라서 고주파 잡음을 제거하기 위해서 차단주파수가 5.3 Hz인 저역통과필터(LPF)를 설계하였다. 그리고 신호의 포화방지를 위해서 직류 성분의 변동을 줄이기 위해서 차단 주파수가 0.16 Hz인 고역통과필터(HPF)를 설계하였다. 또한 포토트랜지스터로부터 검출된 신호는 ADC 하기에 미약한 신호이므로 연산증폭기를 사용하여 신호를 증폭하였다. 전체 시스템 블록도는 그림 3에서 보는 바와 같다.

ECG 측정을 위해서 전도성 젤이 부착된 일회용 은/염화은(Ag/AgCl) 전극을 사용하였다(그림 1(b)). ECG 신호는 일반적으로 QRS 파형이 잘 측정되는 LEAD II 방식으로 측정하였다. 전극으로부터 리드선을 통해 신호가 인가된다. DC 전위 포화방지를 위해서 높은 입력 임피던스(10^{13} ohm 이상), 높은 동상신호제거비를 가진 계측용 증폭기를 설계하였다. 직류 성분의 변동을 억제하기 위해서 0.48 Hz HPF를 설계하였고, 전원에 포함된 60 Hz 잡음을 제거하기 위한 notch filter와 고주파 잡음을 제거하기 위해서 40 Hz LPF를 설계하였다. 전극을 통해 입력된 ECG 신호는 미약한 신호이므로

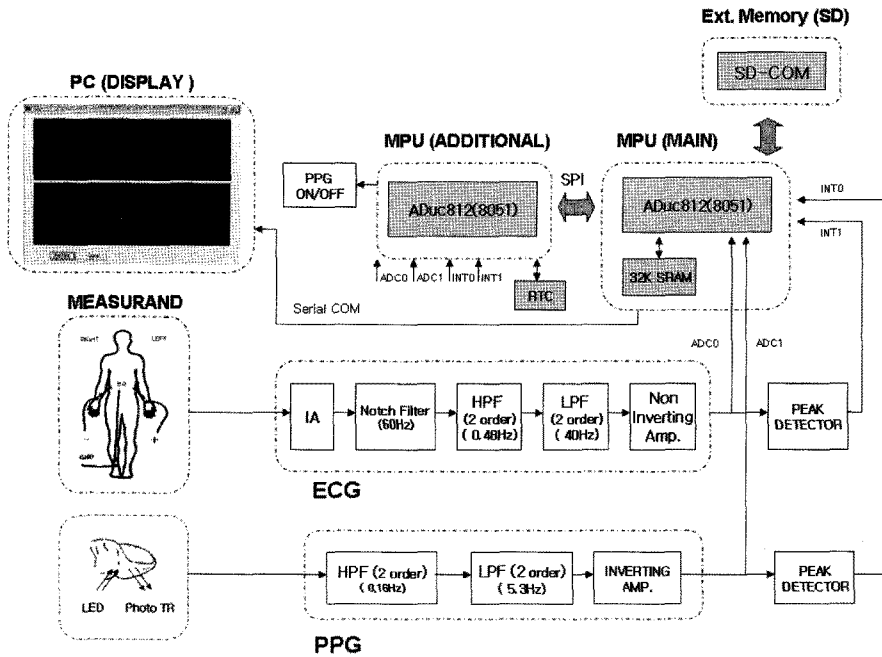


그림 3. 휴대용 생체신호측정 시스템 블록도
 Fig. 3. Block diagram of biosignal measurement system.

로 연산증폭기를 사용하여 증폭하였다.

전체 시스템의 구성도(그림 3)에서 보는 바와 같이 신체로부터의 측정된 센서신호를 각각의 아날로그 신호처리부를 거쳐 PPG와 ECG 신호를 얻게 되고 모델 ADuC812(Analog Device사, USA) 원칩 마이크로컨트롤러를 사용하여 각각 PPG와 ECG신호를 300 Hz ADC 샘플링하게 된다. PTT 신호를 측정하기 위해서 PPG, ECG 신호는 각각 아날로그 피크 검출기 회로를 거쳐서 각 신호의 최대값이 되는 시점을 검출하게 된다. 이 두 개의 최대값에 해당되는 펄스 파형을 마이크로프로세서의 외부 인터럽트 핀에 인가하여 PTT 시간을 계산하였다. 이 때 PTT시간은 마이크로프로세서의 921.6 kHz의 내부 타이머를 이용하여 계산하여 미세한 PTT 시간의 변화도 측정할 수 있게 하였다. 측정된 파형을 확인하기 위해서 직렬통신으로 데이터를 PC로 전송한 후 PC에서 Visual C++(마이크로소프트 버전 6.0) 프로그램을 사용하여 실시간으로 디스플레이 하였다. 장시간 연속적으로 데이터를 저장하기 위해서 Compile Technology사의 SD-COM을 인터페이스하여 SD 메모리에 원 신호를 저장할 수 있도록 하였으며 주 신호처리 부분을 제외한 부가 기능을 제어하기 위해서 또 다른 ADuC812 칩을 하나 더 사용하였다. 파형의 실시간 시간정보를 위해서 사용한 RTC(real time clock)와

전력소모를 줄이기 위해 PPG의 LED를 제어하는 부가 기능은 추가로 사용한 마이크로프로세서에서 제어했다. 전체 시스템은 저전압인 3 V 단일전원을 사용함으로써 전력소모를 줄일 수 있었다. 아날로그 필터의 경우에는 같은 특성을 유지하는 조건에서 저항 값을 높이고 커패시턴스 값을 낮추도록 하여 전력소모를 줄일 수 있었다. S/N비가 허용하는 한에서 적외선 LED의 구동 전류를 최소화하고 증폭도를 증가시켜서 전체 소모전력을 최소화하였다.

ECG와 PPG는 아날로그 피크 검출기 회로를 거쳐서 마이크로프로세서 외부 인터럽트 핀에 각각 입력된다. 그림 4와 같이 ECG 신호의 R-파와 PPG 신호의 최고

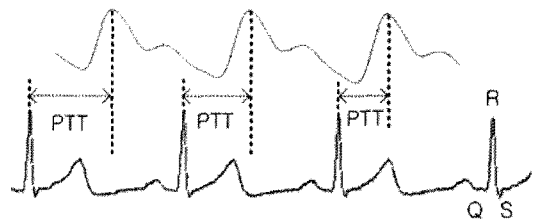


그림 4. 펄스지연시간은 ECG R-파로부터 PPG 첨두치까지로 측정됨
 Fig. 4. Pulse transit time is measured from ECG R-wave to PPG peak.



그림 5. Visual C++ 프로그램을 사용하여 생체신호의 실시간 디스플레이
Fig. 5. Display of real time biosignals.

점사이의 시간을 맥파전달시간(PTT)으로 사용하였으며 ADuC812 내부 타이머를 이용하여 PTT를 계산하였다. 심전도와 광전용적맥파는 각각 8비트로 사용하여 신호처리 하였다. 채널 당 300 Hz로 샘플링 하였으며 필요에 따라 샘플링한 신호를 하드웨어에 내장된 SD 메모리에 저장하도록 하였다. 측정된 파형은 실시간으로 직렬통신을 통하여 PC로 전달하여 표시된다. 이 기능은 시스템의 개발이나 임상시험 시 실시간으로 파형을 모니터해야 하는 경우에 요긴하게 사용할 수 있다. 그림 5의 첫 번째 파형은 ECG를, 두 번째 파형을 PPG를 나타낸다. PTT 간격을 파형으로 나타내기 위하여 ECG의 R-파가 시작하는 점에서부터 값이 증가하기 시작하고 PPG의 피크에서 0으로 떨어지도록 하였다(그림 5의 밑의 파형). 개발된 생체신호측정기는 그림 6(a)와 같다. 또한 직렬통신을 통해 PC나 PDA에서 데이터를 저장 할 수 있도록 하였다. PC로 전송된 데이터는 자체적으로 개발한 Visual C++ 프로그램을 통해서 실시간으로 파형을 확인할 수 있다(그림 6(b)). PC와의 연계 장치는 사전에 임상테스트를 하거나, 수록된 데이터의 검증 등 다양한 목적으로 사용될 수 있게 하였다.

3. 실험 결과

본 연구에서 구현한 휴대용 생체신호 시스템을 사용

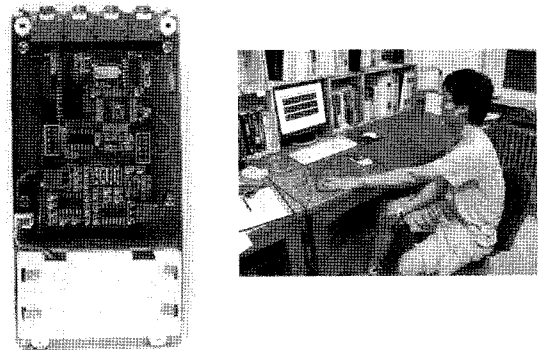


그림 6. 휴대용 생체신호 시스템(a). 내부 PCB의 크기는 4×7 cm이고 전체 크기는 7×13.5 cm 휴대용 생체신호 시스템을 이용한 생체신호의 실시간 검증 작업(b).

Fig. 6. Developed portable biosignal measurement system with a PCB size of 4×7 cm has a total size of 7×13.5 cm (a). Measured signals were being verified in real time using a PC connected through a serial network.

하여 ECG와 PPG를 측정한 파형의 예는 그림 7과 8에서 보여주고 있다. 각기 하바드스텝(Harvard Step) 운동 전후의 PPG ECG의 파형을 보여주는 것으로 운동 후 맥박의 증가를 보여주고 있다. 그림 9는 하바드스텝 테스트 20 cm 계단 오르내리기 100회(3분 소요) 운동

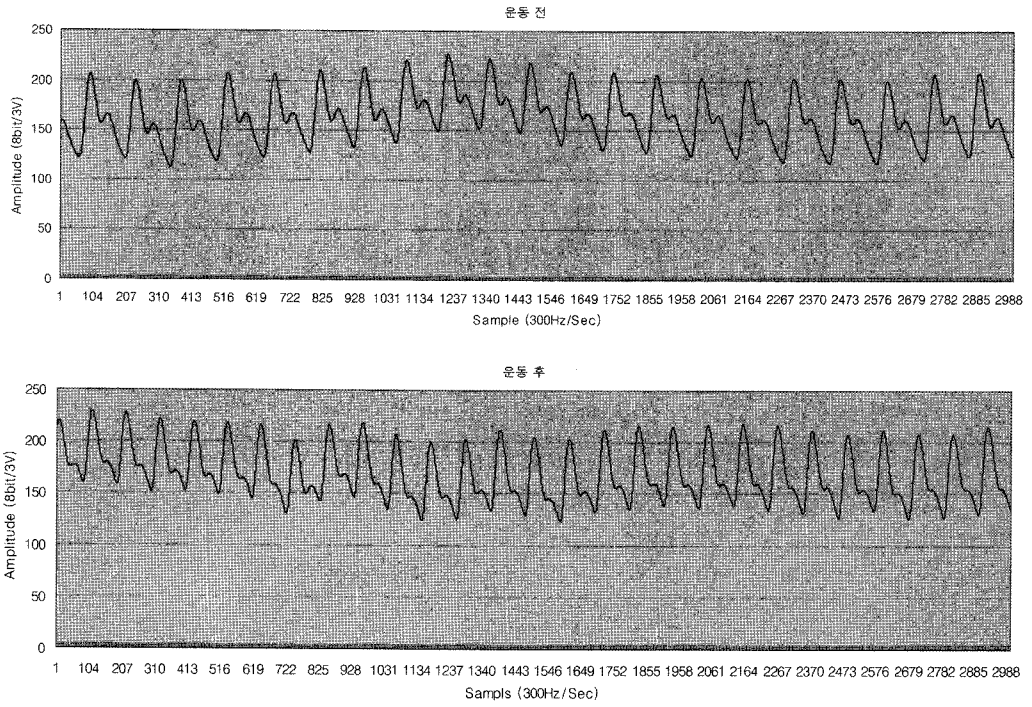


그림 7. 운동 전 후의 PPG 파형
 Fig. 7. PPG waves before and after exercise.

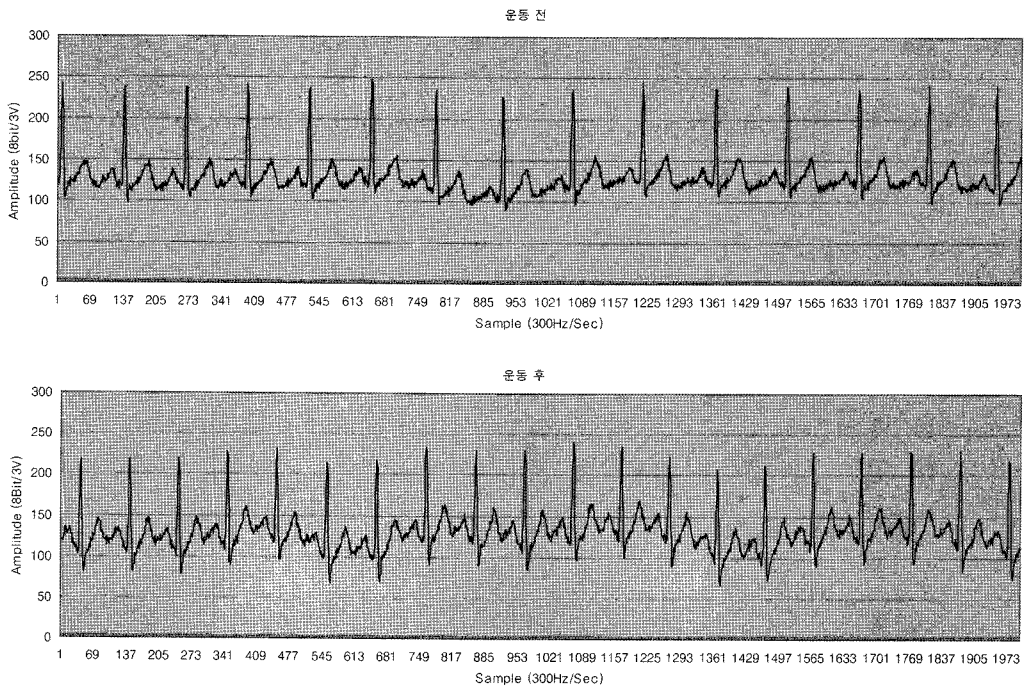


그림 8. 운동 전 후의 ECG 파형
 Fig. 8. ECG waves before and after exercise.

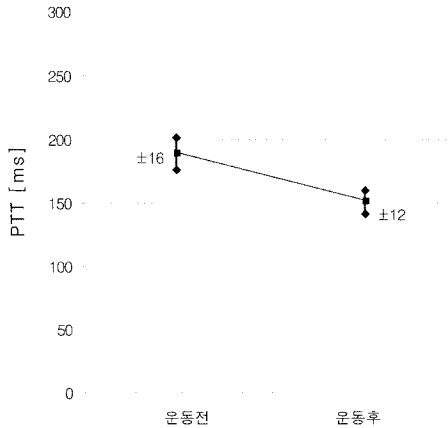


그림 9. 운동 전 후의 PTT 변화 그래프
Fig. 9. PTTs before and after the exercise were shown.

전과 후에 개발된 생체신호 측정시스템을 이용하여 PTT를 측정된 결과를 보여 주고 있다. 건강한 젊은 남자 4명을 대상으로 각각 3번씩 총 12회 측정하였고, 같은 실험을 다른 날 다시 반복하였다. PTT는 약 18초의 데이터를 이용하여 계산하였다. 운동 후 PTT가 평균 19% 감소하는 것을 확인할 수 있었다.

전체 시스템은 전력소모를 최소화 하고 독립 전원인 건전지 사용을 위해서 3 V 단일 전원을 사용하였다. ECG 측정 시 소모전류는 23 mA 정도였으며 PPG, PTT 측정을 위해 적외선 LED 구동을 하였을 때 32 mA 가량의 전류가 소모되었다.

본 시스템은 AA 사이즈의 건전지를 전원으로 사용하고 있으므로 흔히 사용할 수 있는 충전용 니켈수소 2100 mAh 전지를 사용했을 경우 60시간 이상 연속적으로 사용할 수 있다. 또 SD메모리를 사용하고 있으므로 최대 2GB까지 저장 할 수 있으므로 PPG, ECG, PTT 생체신호 정보를 1주일 이상 연속적으로 저장 할 수 있다. 상용 1.5 V 건전지를 이용하여 2-3일의 생체신호를 실시간으로 측정하여 데이터를 저장할 수 있다. 본 시스템을 이용하여 심장질환자의 모니터링, 수면 무호흡 환자의 측정이나 원격진료 등 여러 분야에서 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

4. 결 론

본 논문에서는 2-3일 이상 연속적으로 생체 신호를 모니터링 할 수 있는 시스템을 개발하였다. 제안된 시스템은 전극센서와 LED/광검출기를 사용하여 소형, 저전력으로 개발되었다. PPG 신호는 일반적으로 사용

하는 투과형 대신 반사형을 사용하여 추후 환자의 몸에 부착시키기 용이하게 하였고 심전도는 Lead II 방식을 사용하여 기록하였다. PTT를 측정하기 위해서 아날로그 피크 검출 회로를 사용하여 ECG와 PPG의 최고점을 검출하였고 최고점 사이의 시간을 측정하여 PTT를 계산하였다. Biopac사의 모델 MP100을 사용하여 장시간 실험하여 개발한 장치의 ECG와 PPG 파형이 정확히 측정됨을 확인하였다. 시스템에 내장된 SD 메모리를 사용하여 측정된 실시간 데이터를 저장하도록 하였기 때문에 장시간 관찰이 필요한 환자나 측정 대상자에게 유용한 시스템이 될 것이다. 향후 본 시스템을 기반으로 하여 현재 사용되고 있는 다수의 전자부품을 시스템은칩 기술을 이용하여 2-3개의 칩으로 만들어 초소형화를 실현시키고자 계획하고 있다. 초소형화된 시스템을 패치 형태로 몸에 부착시키고 측정 생체신호를 Zigbee나 active RFID 등의 무선전송방법을 통하여 의료서비스센터로 보낼 수 있게 하면 혁신적인 ubiquitous health monitoring의 방법이 될 것이다.

참고 문헌

- [1] J. G. Webster(ed), Design of Pulse Oximeters, Institute of Physics Publishing Ltd, London, pp. 40-55, 1997.
- [2] L. Nilsson, A. Johansson, and S. Kalman, "Respiratory variations in the reflection mode photoplethysmographic signal. Relationships to peripheral venous pressure", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 41, pp. 249-254, 2003.
- [3] J. G. Webster, Medical Instrumentation, Wiley, New York, pp. 139-151, 1998.
- [4] 최병철, 정동근, 정도운, 노정훈, 전계록, "광전용적 맥파 센서를 이용한 맥파전달시간의 측정", *센서학회지*, 제13권, 제5호, pp. 383-391, 2004.
- [5] E. K. Park, B. H. Cho, S. H. Park, J. Y. Lee, J. S. Lee, I. Y. Kim, and S. I. Kim, "Continuous measurement of systolic blood pressure using the PTT and other parameters", *Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 6153-6156, Shanghai, China, 2005.
- [6] C. Guyton, "Textbook of medical physiology", W. B. Saunders Company, USA, 1986.
- [7] H. H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, and R. C. Hutchinson, "Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors", *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol. 22, no. 3, pp. 28-40, 2003.
- [8] L. Hadziewski, B. Bojovic, V. Vukcevic, P. Belicev,

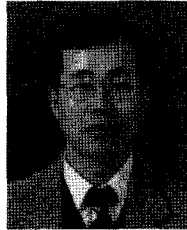
S. Pavlovic, Z. Vasiljevic-Pokrajcic, and M. Ostojic, "A novel mobile transtelephonic system with synthesized 12-lead ECG", *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 8, no. 4, pp. 428-438, 2004.

[9] 김기련, 김광년, 최병철, 전계록, 함기영, 서덕준, 정동근, "압력맥파 및 광전용적맥파 검출용 일체형 센서의 구현 및 평가", *센서학회지*, 제15권, 제2호, pp. 106-111, 2006.



조 정 현

- 2005년 서울산업대학교 전자정보공학과 (공학사)
- 2005년~현재 서울산업대학교 산업대학원 전자공학과 석사과정



윤 길 원

- 1988년 5월 Department of Electrical & Computer Eng., Univ. of Texas at Austin (공학박사)
- 1992년~2003년까지 삼성종합기술원 의료전자랩장 역임
- 현재 서울산업대학교 전자정보공학과 교수