

## 압력맥파 및 광전용적맥파 검출용 일체형 센서의 구현 및 평가

김기련 · 김광년 · 최병철\*\* · 전계록\*\*\* · 함기영\* · 서덕준\* · 정동근\*\*

### Implementation and evaluation of the sensor assessing pressure and photoplethysmogram

Gi Ryon Kim, Gwang Nyeon Kim, Byeong Cheol Choi\*\*, Gye Rok Jeon\*\*\*, Ki Young Ham\*, Duk Joon Suh\*, and Dong-Keun Jung\*\*

#### Abstract

Pulse sensors generally have characteristics that cause a analytical error by the interference of signals according to tiny motion of body and pressure applied to skin. To resolve this problem, we implemented the sensor that is capable of simultaneously measuring pressure and PPG(photoplethysmogram) in a state attached to skin. Pressure and PPG was recorded at the finger and wrist respectively to evaluate the usefulness of the implemented sensor. Then, it was observed that the shape of PPG from sensor changed by pressure pushing down skin. Results of this study suggested that it is possible to monitor a degree of skin pressurization and to guarantee a reliable measurement by simultaneously measuring pressure and PPG using implemented integrated sensor when measuring PPG on the wrist or the finger.

**Key Words** : PPG, pressure wave, pulse sensor

#### 1. 서 론

최근 u-HC(ubiquitous homehealth care)에 관한 관심이 증대되고 있으며, 임상에서는 순환기계의 평가방법으로 비침습적이면서 검사 방법이 간편한 혈압, 심전도, 동맥혈산소포화도(SpO<sub>2</sub>), 맥파(pulse wave) 등을 많이 활용하고 있다. 최근 말초부위의 맥파는 파형 자체의 분석 또는 심전도와 더불어 기록하여 맥파전달시간을 관찰함으로써 동맥계 혈관의 상태를 모니터링하고 혈관의 긴장도, 탄성도, 신전도 등의 평가에 활용하고 있는 추세이다<sup>[1]</sup>.

맥파는 심장에서 박출되는 혈액이 혈관계를 따라 말초혈관으로 전파되면서 혈관 벽의 비선형적 전달특성에 의해 형성되는 맥동성 파형으로서, 혈관의 기계적

특성에 따라 파형의 모양이 변화한다<sup>[2]</sup>. 즉 심장의 수축기에 심장의 좌심실에서 박출되는 혈액은 말초로 이동되어 동맥측 혈액부피가 증가하게 되고, 이완기에 말초 조직으로부터 심장쪽으로 부분적인 혈액의 흡입이 있으므로 조직에서 심주기에 따른 혈액량의 미소한 맥동성 변화가 나타난다.

맥파를 비침습적으로 검출하는 방법은 광학적 검출방식, 기계적 변환방식, 전기적 검출 방식 등으로 분류된다. 먼저 광학적 검출방식은 투과광 또는 반사광을 이용하여 혈관 내에 흐르는 혈액의 용적변화를 기록함으로써 맥파를 검출하는 방법으로 적외선의 광도 변화를 이용하는 광전용적맥파(photoplethysmograph, PPG)<sup>[3,4]</sup>가 초음파 검출법<sup>[5]</sup>과 마이크로웨이브 검출법<sup>[6]</sup>에 비해 널리 사용되고 있다. 다음으로 기계적 변환 방식은 혈류 흐름에 의한 맥동성분이 피부를 통해 외부로 전달되는 현상을 이용하는 방법으로 스트레인게이지<sup>[7]</sup>, 반도체 압력센서<sup>[8]</sup>, PVDF(polyvinylidene fluoride) piezoelectric 센서<sup>[9]</sup> 등 다양한 압력 센서를 피부에 접촉시켜 혈관의 일정 부위를 압박하여 맥파를 측정하는 방법이다. 다음으로 전기적 방법은 조직의 임피던스<sup>[10]</sup> 또는 어드미턴스<sup>[11]</sup>의 변화를 측정하는 것이다.

(주)피지오랩 (PhysioLab Co. Ltd.)  
\*동아대학교 의과대학 의공학교실 (Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University)  
\*\*춘해대학 의료공학과 (Dept. of Medical Engineering, Choonhae College)  
\*\*\*부산대학교 의과대학 의공학교실 (Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University)

\*Corresponding author: dkjung@dau.ac.kr  
(Received : November 2, 2005, Accepted : December 15, 2005)

상기에서 언급한 맥파 검출법들은 비침습적인 방법으로 동맥경로 상의 맥파를 손쉽게 검출할 수 있는 장점이 있으나, 기존의 맥파 검출용 센서들은 피검자의 미세한 움직임 및 센서의 피부가압상태에 따라 측정 오류를 수반하는 문제점을 지닌다. 즉 맥압은 탄성체의 장력에 매우 의존적이기 때문에 요골동맥 맥압 센서 또는 손가락 PPG 센서의 경우 맥파 측정 시 센서가 피부에 가하는 압력 정도에 따라 맥파의 패턴이 다르게 기록될 수 있기 때문이다. 일체형 센서로 압력과 맥파를 동시에 기록하는 경우 센서의 부착 및 가압상태를 모니터링하고 센서의 동작 상태를 파악하여 분석에 적용함으로써 이러한 문제점을 해결할 수 있으리라 판단된다. 그러나 국내외에서 다수의 맥파 검출용 센서 및 센서 시스템이 개발되고 있으나 압력과 PPG 검출용 일체형 센서는 아직 개발되어 있지 않은 상태이다. 아울러 무구속 건강 모니터링과 센서의 부착을 최소화하기 위해서는 센서의 소형화가 필수적이며, 소형 일체형 센서 및 시스템이 요구된다. 본 연구에서는 압력과 PPG를 동시에 검출할 수 있는 피부부착형 소형 일체형 센서를 개발하고, 개발된 일체형 센서의 유용성을 평가하고자 하였다.

본 연구는 단일 소자를 이용하여 다양한 생체신호를 검출하는 다기능 센서가 아니라 검출신호의 특성을 고려하고 각 소자의 집적화를 통해 소형 일체형 센서를 구현하고자 하였다. 개발된 일체형 센서는 손가락, 발가락 등 동일한 신체 부위에서 부착 및 측정이 용이하도록 30 mm × 30 mm 크기의 소형 PCB 내에 반도체 압력센서와 적외선 발광 다이오드, 광 트랜지스터를 집적화하여 배치하였으며, 압력 맥파와 PPG 신호의 동시 측정이 가능하여 맥파 신호의 해석에 있어 보다 많은 자료를 제공함으로써 맥파의 측정 및 분석 오류를 줄일 수 있는 장점을 지닌다.

## 2. 센서의 구조

동일한 신체 부위에서 압력맥파와 PPG 신호를 동시에 측정하기 위하여 압력맥파 센서와 PPG 센서를 통합한 일체형 맥파 센서를 구성하였다. 왜냐하면 PPG 신호는 피부에 인가하는 압력의 정도에 따라 맥파 신호의 특성이 다르게 측정될 수 있기 때문에 이러한 현상을 배제하기 위함이다. 아울러 일체형 센서는 신호의 해석에 있어 보다 많은 자료를 제공해준다.

본 연구에 의해 제작된 일체형 맥파 센서의 외형과 구조는 그림 1 및 그림 2와 같으며, 일체형 맥파 센서의 사양은 표 1과 같다. 그림 1과 2에서 알 수 있듯이

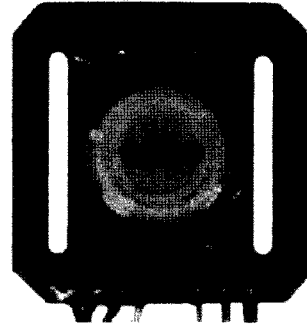


그림 1. 제작된 일체형 맥파 센서의 외형  
Fig. 1. External appearance of the present pulse wave sensor.

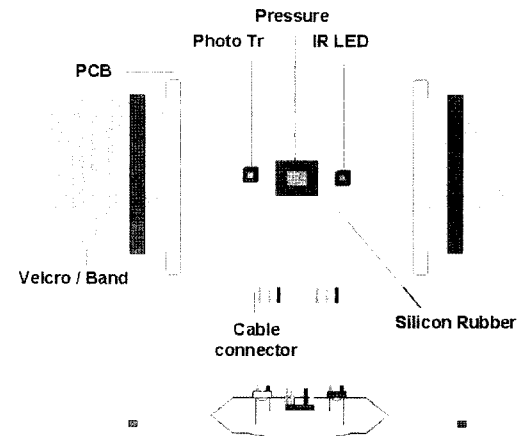


그림 2. 압력맥파 센서와 광전용적맥파 센서를 통합한 일체형 맥파 센서의 구조  
Fig. 2. Structure of the pulse wave sensor integrated with pressure pulse wave sensor and PPG sensor.

표 1. 제작된 일체형 맥파 센서의 사양  
Table 1. Specification of the present pulse wave sensor

Specification	Range
Dimension	30 mm × 30 mm × 5 mm
Skin contact surface area	10 mm × 10 mm
Pressure sensor	MPX2040D (Motorola)
Light source	930 nm photo LED (EL-23G)
Light receiver	photo Tr. (ST-23G)
Medium between sensors and skin	silicon rubber (KE441K-T)

압력맥파 신호를 측정하기 위하여 반도체 스트레인게이지 방식을 적용한 직경 10 mm의 압력센서(MPX2040D,

Motorola)를 피부 부착면과 평행한 방향으로 장착하였다. 그리고 PPG 신호를 측정하기 위하여 반사형 PPG 센서를 구성하였다. 즉 적외선 발광 다이오드(EL-23G, Kodenshi Co., KOREA)와 수광 소자인 광 트랜지스터(ST-23G, Kodenshi Co., KOREA)를 사용하였고, 이들 소자들을 압력맥파 센서의 양 옆에 위치하도록 구성하였다. PPG 센서의 측정원리는 다음과 같다. 적외선은 혈액에 쉽게 흡수되므로 혈액량의 변동에 의해 광학적 경로가 변화한다. 따라서 혈액량이 증가하면 말초혈관의 용적 변화에 의하여 광학적인 경로가 길어지며 적혈구에 의한 적외선의 흡수에 의해 수광부인 광 트랜지스터에 도달하는 광량은 감소하게 되어 광 트랜지스터의 출력 전류가 적게 검출된다. 그러나 혈액량이 감소하면 반대의 현상이 발생한다.

이와 같은 특성을 지니는 압력맥파 센서와 PPG 센서를 PCB 기판에 배열하여 일체형 센서를 제작하였으며, 커넥터와 벨트를 이용하여 리드선의 연결 및 피부 부착이 용이하도록 하였다. 그리고 센싱 소자들과 피부 접촉면 사이에는 적외선 투과 및 압력 전달이 가능하도록 하기 위하여 실리콘 고무(KE441K-T, Shin-Etsu Co., JAPAN)를 주입하여 경화시켰다.

### 3. 데이터 수집 및 평가 방법

개발된 일체형 맥파 센서의 유용성을 평가하기 위한 맥파 신호증폭기는 PPG 신호의 획득을 위한 1개의 PPG-Amp(PhysioLab, Korea)와 압력맥파 및 압력을 모니터링하기 위한 1개의 Bridge-Amp(PhysioLab, Korea)를 이용하였으며, iDAQ400(PhysioLab, Korea)을 이용하여 12 bit의 양자화율과 1 kHz의 샘플링율로 A/D 변환하여 PC에서 기록하였다. 이 때, 각 증폭기의 신호 전처리 이득 및 대역폭은 PPG-Amp가 170 V/uA, 0.1~

10 Hz(6 dB/Oct)이며, Bridge-Amp가 60 V/mV, 0~50 Hz(6 dB/Oct)이다.

피검자는 순환기계 질환이 없는 건강한 성인 5명(28~45세)를 대상으로 하였다. 센서를 손가락 끝과 요골동맥이 지나가는 손목의 내측면에 부착하여 고정된 자세로 압력맥파와 광전용적맥파를 기록하였으며, 손목의 경우 요골동맥의 맥박을 촉진하여 센서의 위치를 옮겨가며 맥파를 기록하였다. 피검자마다 5회 이상 반복 측정하여 일관성이 있는 실험 결과들을 대상으로 각 측정에서 대표성이 있는 기록의 5초간 광전용적맥파와 압력 맥파를 그림으로 제시하였다. 또한 센서가 피부에 가하는 압력 차이에 따른 광전용적맥파의 변화 양상을 나타내었다. 결과에 제시한 맥파의 진폭은 각 증폭기의 동일한 증폭도에서 기록한 것이며, 크기는 임의적이므로 상대적인 크기를 제시하였다.

### 4. 결과 및 고찰

압력맥파 및 PPG 신호 검출용 일체형 센서의 유용성을 평가하기 위하여 그림 3과 같이 손목에서 요골동맥 경로상의 피부와 손가락에 일체형 센서를 각각 부착한 후 다음과 같은 평가 실험을 수행하였다.

첫 번째, 제작된 일체형 센서 중 압력맥파 센서를 이용하여 요골동맥과 손가락에서 압력맥파 신호를 각각 계측하였으며, 이를 그림 4에 나타내었다. 그림 4에서 알 수 있듯이 압력맥파 신호의 모양은 측정 부위에 따라 다소 상이하지만, 구현된 압력 센서를 이용하여 요골동맥과 손가락에서 간편하게 맥파를 검출할 수 있음을 확인할 수 있었다. 그리고 혈관에 흐르는 혈액의 양이 많으면 많을수록 압력맥파 신호의 진폭이 높게 측정됨을 관측할 수 있었다.

두 번째, 제작된 피부 부착형 센서 중 PPG 센서를

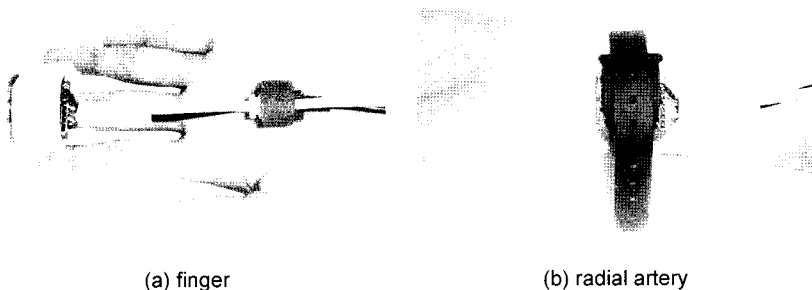


그림 3. 손가락과 손목에 부착된 일체형 센서  
Fig. 3. The pulse wave sensor attached on the radial artery and the finger.

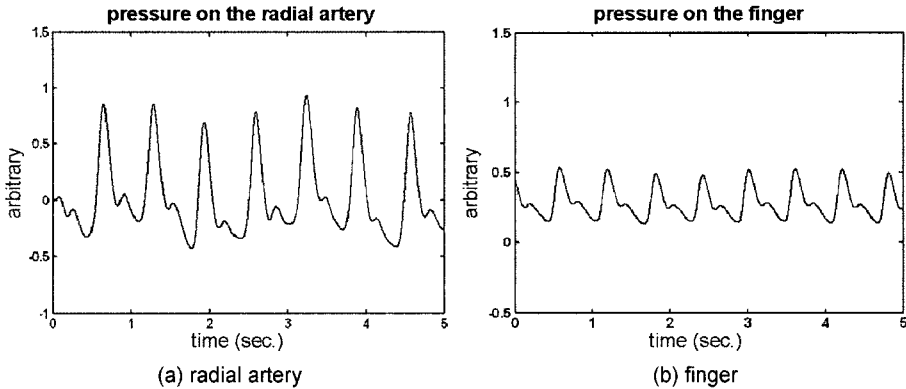


그림 4. 요골동맥과 손가락에서 계측된 압력맥파 신호들  
 Fig. 4. Signals of pressure pulse waves measured on the radial artery and the finger.

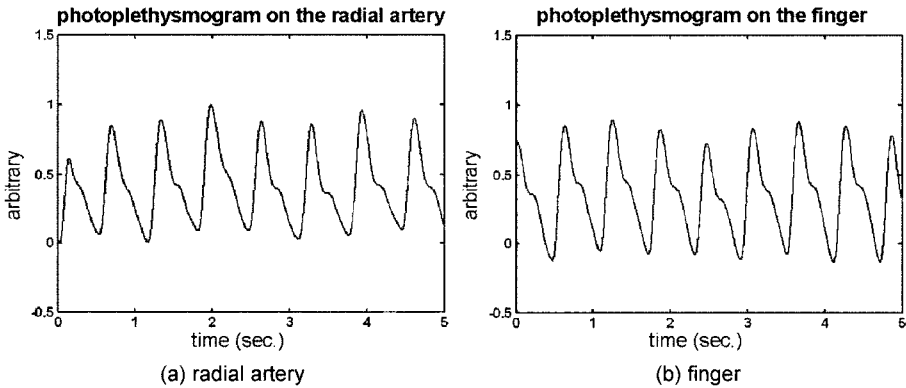


그림 5. 요골동맥과 손가락에서 계측된 광전용적맥파 신호들  
 Fig. 5. Signals of PPG measured on the radial artery and the finger.

이용하여 요골동맥과 손가락에서 PPG 신호를 검출하였으며, 검출된 PPG 신호는 그림 5와 같다. PPG 센서는 비접촉성이지만 인가되는 압력의 정도 및 센서의 부착 위치에 따라 PPG 신호의 형태가 변화되는 양상을 나타내었다. 실험 결과 구현된 PPG 센서를 이용하여 요골동맥과 손가락에서 간편하게 PPG 신호를 검출할 수 있음을 확인할 수 있었다.

세 번째, 손가락에 일체형 센서를 부착한 후 센서의 피부 가압에 따른 압력맥파 및 PPG 신호의 변화 양상을 관찰하였다. 일체형 센서를 손가락에 고정하고 피부에 인가하는 압력을 조정하기 위하여 벨트를 제작하였다. 피부에 인가되는 압력은 5단계로 구분, 즉 80 mmHg에서부터 120 mmHg까지 10 mmHg 간격으로 변화시키면서 압력맥파와 PPG 신호를 계측하였다. 그리고 피부에 인가시키는 압력을 계측하기 위하여 압력맥파 증폭기의 출력을 수은주 혈압계의 커프에 연결하여 측정

하였다. 피부에 인가하는 압력의 변화에 따른 압력맥파 신호의 변화 양상을 그림 6의 (a), PPG 신호를 그림 6의 (b)에 나타내었다. 그림 6에서 피부에 인가하는 압력이 증가될수록 압력맥파 및 PPG 신호의 진폭과 파형의 형태가 변화 하는 양상을 관찰할 수 있었으며, PPG 신호의 변화 양상은 다음과 같다. 즉 일체형 센서로부터 계측된 PPG 신호의 진폭은 피부에 인가되는 압력이 80 mmHg인 1단계에서부터 110 mmHg인 4단계까지는 압력의 증가에 따라 PPG 신호도 증가하였다. 그러나 피부에 인가하는 압력이 120 mmHg인 5단계에서는 PPG 신호가 감소하는 양상을 나타내었다. 일반적으로 PPG 신호는 조직에서 Lambert-Beer 법칙에 따라 광학적 경로의 광 흡수도에 의하여 반사광의 신호가 결정된다. 5단계에서 PPG 신호의 감소하는 현상은 센서가 피부에 인가하는 압력에 의해 혈관 내부의 혈류 흐름을 부분적으로 차단하여 혈관 내의 혈액 변화

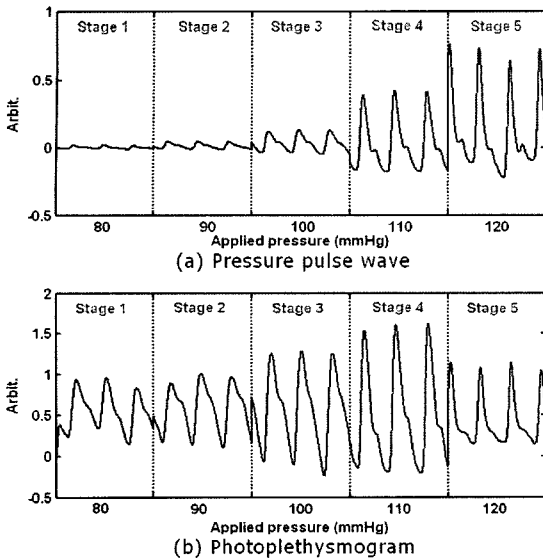


그림 6. 일체형 센서가 피부에 인가하는 압력 변화에 따른 압력맥파 및 광전용적맥파 신호의 형태 변화  
 Fig. 6. Contour change of pressure pulse waves and PPG signals measured with pressure applied on skin varied by 5 steps.

량의 감소로 나타나는 현상 혹은 말초 동맥 혈관과 피부사이의 조직에서 광학적 경로의 변화에 기인하여 나타난 현상으로 추측된다. 이러한 결과는 정확한 PPG 신호의 계측과 분석을 위해서는 PPG 센서가 피부에 인가하는 압력을 반드시 고려하여야 함을 시사한다. 아울러 피부에 인가하는 압력의 변화에 따른 PPG 신호의 형태 변화, 즉 변곡점의 위치 이동 및 변곡점의 수 등에 대한 분석도 고려하여야 한다.

구현된 일체형 센서는 소형으로 압력과 광전용적을 통합하여 운용되는 센서이며 새로운 개념으로 설계되어 동일지점에서 생체신호를 획득할 수 있으므로 생체 신호 간에 동시성을 확보할 수 있으며, 신호의 해석을 용이하게 한다. 또한 기구물의 숫자가 축소되므로 손쉬운 착탈이 가능하며, 센서 부착시간을 단축시키는 효과가 있다. 따라서 개발된 소형 일체형 센서는 생체공학 관련 분야에 파급효과가 있으며, 기존 생체신호 모니터링 기기에 광범위하게 활용될 수 있으리라 사료된다.

## 5. 결 론

본 연구는 압력과 PPG 신호가 동시에 검출 가능한 소형 일체형 센서를 구현하기 위해 반도체 스트레인지지 방식을 적용한 직경 10 mm의 압력센서 구조물

내에서 적외선 발광 다이오드와 광 트랜지스터를 압력 센서 소자 좌우에 배치하고 실리콘 고무로 내부를 채웠으며, 30 mm × 30 mm 크기의 PCB에 이들 소자들을 고정하여 외부 인터페이스를 용이하게 구성하였다. 맥파 측정을 통해 제안한 일체형 센서의 유용성을 평가한 결과, 피부가압상태 모니터링 및 보다 다양한 분석 자료의 제공으로 정확한 맥파 분석이 가능함을 시사하였다. 소형 일체형 센서는 센서 부착 및 사용이 간편하여 향후 손목시계형, 반지형 등 다양한 형태로 적용이 가능하리라 판단된다.

## 감사의 글

이 연구는 과학기술부 산하 “실버의료기기 핵심기술 개발 사업”의 지원을 받아 수행되었습니다.

## 참고 문헌

- [1] 최병철, 정동근, 정도운, 노정훈, 전계록, “광전용적 맥파 센서를 이용한 맥파전달시간의 측정”, *센서학회지*, 제13권, 제5호, pp. 383-391, 2004.
- [2] A. C. Burton, *Physiology and Biophysics of the circulation*, Year book Medical Publishers, Chicago, 1971.
- [3] J. R. Jago and A. Murray, “Repeatability of peripheral pulse measurements on ears, finger and toes using photoelectric plethysmography”, *Chin Phys. Physiol Meas.*, vol. 9, no. 4, pp. 319-30, 1988.
- [4] A. A. Kamel, J. B. Harness, G. Irving, *et al.*, “Skin photoplethysmography - a review”, *Comput Methods Programs Biomed.* vol. 28, no. 4, pp. 257-69, 1989.
- [5] D. E. Hokanson, D. Strandness, and C. W. Miller, “An echo-tracking system for recording arterial-wall motion”, *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. SU-17, pp. 130-132, 1970.
- [6] J. Y. Lee and J. C. Lin, “A microprocessor-based noninvasive arterial pulse wave analyzer”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no.6, 1985.
- [7] G. L. Pressman and P. M. Newgard, “A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure”, *IEEE Trans. Biomed. Electronic*, pp. 73-81, 1963.
- [8] D. E. Bahr and J. Petzke, “The automatic arterial tonometer”, *Proc. Annu. Conf. Eng. Med. Bil.*, pp. 259, 1973.
- [9] J. McLaughlin, M. McNeil, B. Braun, *et al.*, “Piezoelectric sensor determination of arterial pulse wave velocity”, *Physiol. Meas.*, vol. 24, pp. 693-702, 2003.

[10] W. G. Kubicek, R. P. Patterson, and D. A. Witsoe, "Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system", *Ann. NY Acad. Sci.*, vol. 170, pp. 724-732, 1970.

[11] M. A. Marjanovic, "Optical assessment of recovery of tissue blood supply after removal of externally applied pressure", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 35, pp. 425-427, 1997.



김 기 련 (Gi-Ryon Kim)

- 2001. 2. 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2005. 8. 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)
- 2005. 1~현재 (주)피치오랩 대표이사
- 주관심분야 : 신호처리, 생체계측, 센서 시스템



김 광 년 (Gwang-Nyeon Kim)

- 1998. 8. 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2003. 3~현재 부산대학교 컴퓨터공학과 (박사과정)
- 2005. 1~현재 (주)피치오랩 기술이사
- 주관심분야 : 생체계측, 회로구현, 신호 처리, 시뮬레이션



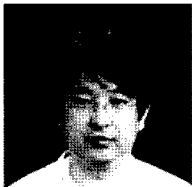
최 병 철 (Byeong-Cheol Choi)

- 1998. 2. 부산대학교 의공학협동과정 (공학석사)
- 2004. 2. 부산대학교 의공학협동과정 (공학박사)
- 2000. 3~현재 춘해대학 의료공학과 교수
- 주관심분야 : 모델링 및 시뮬레이션, 생체계측



전 계 록 (Gye-Rok Jeon)

- 1982년 부산대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 1993년 동아대학교 전자공학과 졸업 (공학박사)
- 1985년~현재 부산대학교 의과대학 교수
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



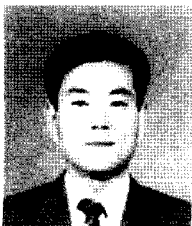
합 기 영

- 1987년 부산대학교 물리학과 졸업(이학사)
- 2005년 동아대학교 의과대학 의학과 박사수료
- 현 동아대학교 의과대학 의공학교실 선임연구원
- 주관심분야 : Medical Bio-Sensors, Medical Image Processing



서 덕 준

- 1979년 부산대학교 의과대학 졸업(의학사)
- 1981년 부산대학교 의과대학 대학원 석사과정 졸업(의학석사)
- 1984년 서울대학교 의과대학 대학원 박사과정 졸업(의학박사)
- 1991년~1992년 미국 남가주의과대학 교환교수
- 1987년~현재 동아대학교 의과대학 생리학교실 교수
- 주관심분야 : Physiology, Biosignal Monitoring



정 동 근 (Dong-Keun Jung)

- 1991. 2. 부산대학교 의과대학(의학석사)
- 1993. 8. 부산대학교 의과대학(의학박사)
- 1997. 5~현재 동아대학교 의과대학 교수
- 주관심분야 : 생체임피던스, 생체신호계측, 생리학