
PAPS를 위한 반사형 맥파 측정 장치의 개발 및 성능 평가

김신자* · 이영우**

A study on the development and performance evaluation of reflective type
Heart rate measurement system for PAPS

Sheen-Ja Kim* · Young-Woo Lee**

이 논문은 2011년도 중소기업청 미래선도과제(내 위탁과제) 연구비를 지원받았음

요 약

PAPS(학생건강체력평가시스템, Physical Activity Promotion System)를 위한 반사형 맥박수 측정 장치를 개발 하고 성능평가를 수행하였다. 본 연구를 위해 제작된 센서 모듈은 저전력 구동을 위해 chip LED 및 photo TR.를 이용하여 맥파를 측정하였다. 측정된 맥파신호는 HPF, LPF와 OP Amp.를 이용하여 신호를 전처리하였으며, 전처리한 맥파신호는 LabVIEW로 디스플레이하였다. 또 LabVIEW는 원신호를 받아들여 유효신호를 추출하고, 맥박을 계산 하기 위한 알고리즘을 포함한다. 이러한 시스템과 알고리즘을 이용하여 운동상태의 피실험자를 대상으로 높은 정확도와 반복성을 갖는 측정 기구로의 적용이 가능함을 확인하였다.

ABSTRACT

We performed the development and performance evaluation of reflective type heart rate measurement system for PAPS. We used chip LED and chip photo TR. for low power driving. The measured PPG signal is preprocessed using high pass filter and low pass filter, and the preprocessed signal is displayed by LabVIEW. Also LabVIEW include the algorithm that extract effective signal and calculate the heart rate. We made sure that it will be able to apply to measurement equipment with high accuracy and repetition from exercising subject using this system and algorithm.

키워드

광전용적맥파(PPG, Photo Plethysmography), 맥박수 측정, 반사형 PPG, PAPS

Key word

PPG, pulse measurement, reflective type PPG, PAPS

* 정회원 : 목원대학교 전자공학과 박사과정

접수일자 : 2011. 10. 25

** 정회원 : 목원대학교 전자공학과 교수 (교신저자, ywlee@mokwon.ac.kr)

심사완료일자 : 2011. 12. 13

I. 서 론

경제의 고속 발전과 핵가족화, 그리고 고령화로 인하여 혼자 생활하는 사람들이 늘어나면서 개인의 건강관리에 대한 관심이 증가하고 있다. 또한 예전에는 40, 50대 이후에서만 나타나던 성인병이 점차 20, 30대를 거쳐 10대에서도 나타나고 있는 추세로 건강이란 키워드는 현대인들에게 모두 중요한 단어가 되었다.

이러한 관심을 반영하듯 개인의 건강관리를 위해 다양한 운동 방법들과 운동 기구들이 소개되고 있다. 그러나 아무리 좋은 운동 방법과 운동 기구들을 사용하더라도 사용자가 자신의 건강상태를 모르는 상태에서 무리한 운동을 진행하는 것은 위험하다. 학교 체육 시간에 사망한 학생이나 과도한 사우나를 하다가 사망한 연예인 등의 기사들이 바로 그것이다. 따라서 운동만큼이나 개인의 운동능력이나 건강상태를 알 수 있는 장비들에 대한 관심도 증가하고 있으며[1], 우리나라에서는 학생들을 대상으로 체력을 평가할 수 있는 학생건강 체력평가 시스템 (PAPS : Physical Activity Promotion System)도 운영이 되고 있다.

개인의 건강 상태를 진단하기 위한 생체 신호로는 심전도, 혈압, 산소포화도(SpO2), 맥파 등이 있고, 이 중에서도 맥박은 신호를 외부에서 비침습적인 방법으로 쉽게 측정할 수 있고, 중요한 정보들도 많이 가지고 있어 중요하다. 이러한 맥박을 측정하는 방법으로는 압전센서를 이용한 측정[2-5]과 광전용적맥파(PPG, Photo plethysmo graphy) 측정방법[6-8], 초음파 측정방법[9], microwave 측정방법[10] 등이 있다.

본 논문에서는 SMD(surface mount devices) 타입의 chip LED와 photo TR.을 이용하여 PPG 신호를 측정하고, 측정된 신호를 LabVIEW에서 모니터링하며, 동시에 유효신호 검출 및 맥박수 산출을 할 수 있는 시스템 및 알고리즘에 대하여 연구하였다. 또한 운동 상태에 있는 피실험자에게 시스템과 알고리즘을 적용함으로써 실제 측정 장비로의 사용 가능성 여부 검증도 수행하였다.

II. 본 론

2.1. 시스템의 구성

아래의 그림 1은 맥박을 측정하기 위해 구성한 시스템의 구성도이다.

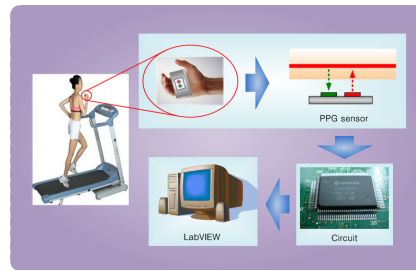


그림 1. 시스템 구성도
Fig. 1 Block diagram for system

운동 상태의 피실험자로부터 생체 신호를 측정하기 위한 PPG 센서부와 측정된 원신호의 증폭과 필터링을 위한 회로부, 그리고 신호를 모니터링하고 처리하기 위한 LabVIEW부로 구성하였다.

PPG 센서부에 사용된 발광소자는 620-630 nm 대역의 파장을 갖는 kodenshi 사의 chip LED (KLB-16AR)이며, 수광소자는 역시 kodenshi 사의 chip photo TR. (KL-16APT-46)을 사용하였다.

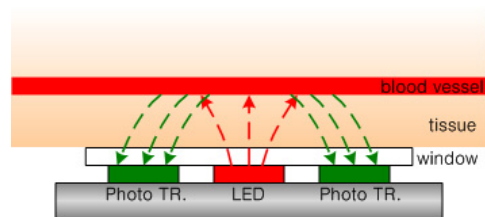


그림 2. PPG sensor
Fig. 2 PPG sensor

그림 2는 PPG 센서부를 보여준다. PPG 센서부에 사용된 발광 및 수광 소자가 1608 사이즈 (1.6×0.8×0.8mm) 인 것을 감안하여 chip LED를 중심으로 양측으로 chip photo TR.을 각각 하나씩 배치하여 혈관에서 반사되는 광의 수광량을 증가시켰다. 또한 sensor와 피부의 직접

적인 접촉을 막기 위해 윈도우를 부착하였다. 제작된 센서의 크기는 윈도우 기준 8×6mm이며, 윈도우를 통과하여 측정된 chip LED의 평균 출력은 240 μW이다.

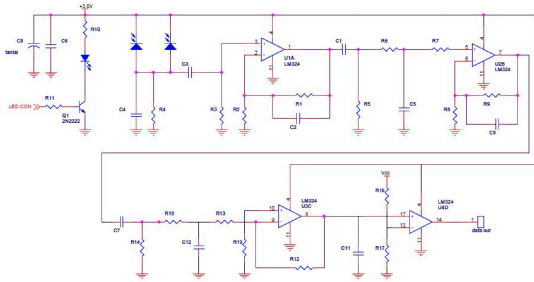


그림 3. 신호처리 회로도
Fig. 3 Circuit diagram for signal processing

그림 3은 센서부에서 측정된 신호를 처리하기 위한 회로도이다. 본 연구에서는 센서부와 신호처리 회로부, 신호처리 회로부와 LabVIEW부를 유선으로 직접 연결하였으며, 이에 회로도는 센서부에서 들어오는 원신호의 필터링 및 증폭만을 고려하여 OP Amp.로 그림 3과 같이 설계하였다. 이 때, 신호의 안정화와 잡음 제거의 균형을 고려하여 3단의 Amp.를 구성하였으며, 마지막 Amp.는 차후 무선 통신용 기구제작에 필요한 비교기로서 본 논문에서는 3번째 Amp.의 출력신호를 사용하였다.

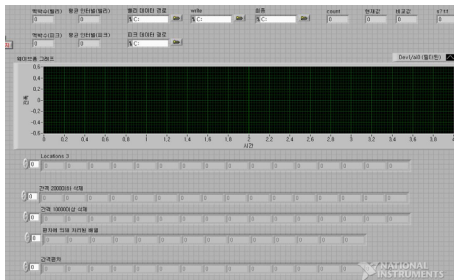


그림 4. 맥박 모니터링 프로그램(LabVIEW)
Fig. 4 Program for pulse monitoring(LabVIEW)

필터링 및 증폭을 수행한 신호는 DAQ board (National Instrument, BNC-2090)를 이용하여 PC와 연결하였으며, LabVIEW를 통해 monitoring하였다. 동시에 원신호에서 유효신호를 검출하는 과정 및 맥박수로 산출하는 과정,

산출된 맥박신호의 재처리 과정까지 LabVIEW를 이용하여 처리하였다. 위의 그림 4는 이러한 역할을 수행하기 위한 algorithm을 포함하는 LabVIEW의 메인 화면을 보여준다.

2.2. 실험 및 결과

제작된 맥박수 측정장치의 성능시험을 위한 실험 순서는 다음과 같다.

- ① 피실험자의 왼손 또는 오른손의 중지여 구성된 센서부를 부착한다. 이 때, 피실험자가 손가락 저림 등의 불편을 느끼지 않을 정도로 벨트를 이용하여 고정한다.
- ② 런닝머신을 4km/h로 걷기부터 시작하여 3분당 1km/h씩 증가시킨다.
- ③ 피실험자가 걷기 또는 뛰기에서 체력적 한계치에 도달하면 머신을 정지시키고, 제자리에서 숨을 고르게 하여 휴식기의 신호를 측정한다.
- ④ 실험자는 측정 신호를 관측하여 피실험자의 맥박이 안정기에 들어서는 것을 확인하고 데이터 측정을 중지한다.
- ⑤ 얻어진 데이터를 후처리 알고리즘을 이용, 모니터링 화면에서 보여지는 4초 간격으로 들어오는 원신호가 아닌, PAPS 시스템에서 이용 가능한 맥박 그래프로 바꾸어 보여줌으로서 유효성을 확인한다.

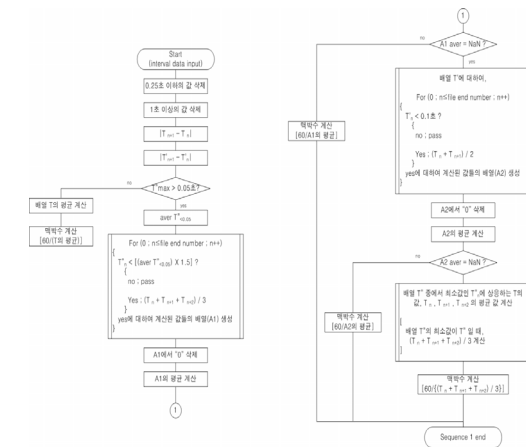


그림 5. 맥박 산출 알고리즘
Fig. 5 Algorithm for pulse calculation

그림 5는 원신호를 받아들여 맥박을 계산해 내기 위한 알고리즘이다. 여기서 원신호는 회로와 LabVIEW에서 3Hz 이상의 신호를 제거하는 LPF(low pass filter)를 통과한 후의 신호이다. 이 때의 3Hz 이상은 사람의 맥박수가 벗어난 범위에 해당하여 노이즈로 간주한다. LabVIEW에서 맥박수를 산출해내기 위해 4초간 들어오는 원신호를 바탕으로 유효한 PTP(peak to peak), 또는 VTV(valley to valley) 값을 얻는다. 이 때, 4초 간격으로 들어오는 원신호를 모니터링하기 위해 꾸며진 패널이 그림 4이며, 원신호를 처리한 데이터는 엑셀파일로 변환되어 저장된다. 이 처리과정에서 PTP 또는 VTV의 값이 0.25초 이하이거나 1초 이상인 경우는 삭제한다. 값이 0.25초 이하인 경우, 맥박수를 계산하면 250 bpm 이상이 되며, 1초 이상인 경우, 맥박수는 60 bpm 이하가 되므로 오류값으로 간주한다.

사람의 손가락은 개인마다 굵기와 조직의 구성에 의한 차이가 있어서 같은 센서를 이용하더라도 같은 크기의 출력력이 생기지 않는다. 따라서 맥박수를 계산하기 위한 유효신호를 선택함에 있어서 원신호의 최대 펄스 크기에 대한 상대적인 기준선을 적용하였다. 즉, 피실험자의 원신호 크기에서 피크(밸리)의 최대크기×비율을 적용하여 기준선을 잡은 후에 기준선에 못 미치는 피크(밸리)는 모두 삭제하였다. 이렇게 추출된 유효신호에서 피크(밸리)의 시간 간격을 계산하여 식(1)에 적용, 맥박수를 계산하였다.

$$\text{맥박수} = \frac{60(\text{sec})}{\text{피크(밸리)의 시간 간격}} \quad (1)$$

계산된 맥박수는 엑셀파일로 저장하여 그래프로 확인할 수 있도록 하였다. 그림 6은 그림 4의 패널을 통해 측정된 되고, 그림 5의 알고리즘을 통해 처리되어 저장된 데이터를 엑셀파일에서 그래프로 옮긴 것이다. 그림 6에서 (a)와 (b)는 기준선이 최대피크(밸리)의 50%일 때, (c)와 (d)는 0%, (e)와 (f)는 70%일 때의 데이터를 그래프로 변환한 것이다.

기준선이 너무 높거나 낮으면, 처리할 신호가 없거나 노이즈까지 신호로 인정하여 계산하게 된다. 따라서 적정 기준선을 정해주는 것이 중요하다. 그림 6을 보면, 가장 깨끗한 신호를 얻은 그래프는 그림 6의 (d)이다. 그러나 (d)와 쌍으로 얻어진 (c)의 그래프를 보면 최대 운동기

피크까지의 신호가 (a)와 (e)에 비하여 왜곡이 심한 것을 알 수 있다. 사람에 따라 펄스의 최대 크기를 결정함에 있어서 피크와 밸리 중 어느 신호가 가장 적합한지 정하지 않은 상황에서는 양쪽 모두의 신호가 필요하다고 판단되었다. 이를 위해 피크와 밸리, 양쪽 모두의 신호가 가장 고른 경우를 고려하면, (a)와 (b)에 적용한 신호 크기의 50%로 기준선을 잡아 주었을 때가 가장 적합하다고 판단된다.

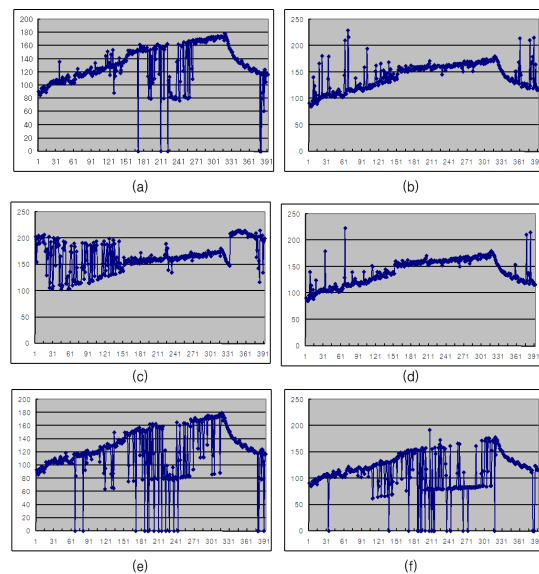


그림 6. 기준선 변화에 따라 원신호의 peak와 valley에서 얻어진 맥박 (a) 최대 신호의 50%, 밸리 (b) 최대 신호의 50%, 피크 (c) 0V, 밸리 (d) 0V, 피크 (e) 최대 신호의 70%, 밸리 (f) 최대 신호의 70%, 피크

Fig. 6 Pulse obtained from peak and valley of original signal according to changing a base line (a) 50% of maximum signal, valley (b) 50% of maximum signal, peak (c) 0V, valley (d) 0V, peak (e) 70% of maximum signal, valley (f) 70% of maximum signal, peak]

그림 6에서 보는바와 같이, 동일한 원신호를 가지고 처리하였음에도 기준선에 따라 각기 다른 결과를 얻었다. 이는 원신호 안에 실제 맥박에 해당하는 신호 외에도 움직임 등에 의한 노이즈 신호가 섞여 있기 때문이다. 따라서 원신호에서 유효 신호를 검출하기 위한 기준선의 비율이 상당히 중요한 역할을 함을 알 수 있다.

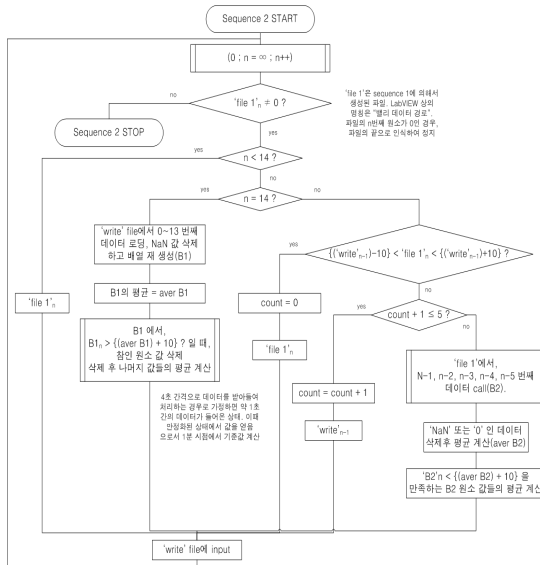


그림 7. 에러처리 알고리즘
Fig. 7 Algorithm for error processing

위의 그림 7은 그림 6에서 보여주는 맥박 그래프에서의 에러 값들을 처리하기 위한 알고리즘을 나타내었다. 그림 6에서 실제 맥박을 표시하는 점들 외에도 위아래로 튀는 점, 즉 오차들이 존재함을 알 수 있다. 그림 7은 이를 처리하기 위한 알고리즘으로서, 그래프 상의 데이터 편차에 의한 비교 값을 토대로 오류 값을 제거하였다.

다음의 그림 8은 그림 6의 그래프들을 그림 7의 알고리즘을 이용하여 처리한 후의 결과를 다시 그래프로 나타낸 것이다. 그림 8에서 빈 공간들은 그림 오류 값들이 존재하던 영역으로서 그 크기에 따라 오류 값의 정도를 알 수 있다. 그림 8의 (c), (e), (f)등을 통해서 운동기 피크 부분의 오류가 심한 것을 알 수 있는데, 그에 비하여 (a), (b), (d)의 그래프에서는 운동기 피크 부분의 오류가 덜한 것을 알 수 있다. 이 중에서도 (a)와 (b)는 기준선의 비율을 50%로 설정한 경우의 데이터로서, 보편적 시스템에 적용하기 위한 기준선의 비율을 확정할 수 있는 근거가 되었다.

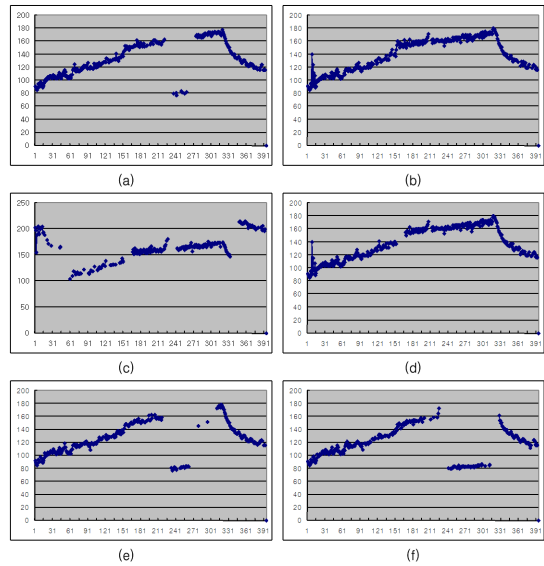


그림 8. 에러처리 알고리즘으로 처리된 맥박
(a) 최대 신호의 50%, 밸리 (b) 최대 신호의 50%, 피크
(c) 0V, 밸리 (d) 0V, 피크 (e) 최대 신호의 70%, 밸리
(f) 최대 신호의 70%, 피크

Fig. 8 Processed pulse with algorithm for error processing
(a) 50% of maximum signal, valley (b) 50% of maximum signal, peak (c) 0V, valley (d) 0V, peak (e) 70% of maximum signal, valley (f) 70% of maximum signal, peak

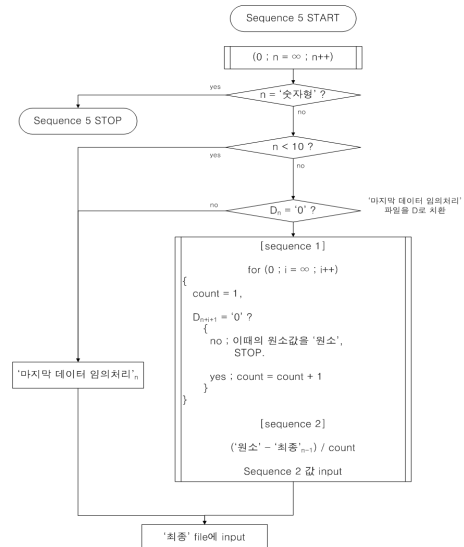


그림 9. 보간 알고리즘
Fig. 9 Algorithm of interpolation

그림 9는 그림 8에 존재하는 빈 공간과 오차 값들을 보정하기 위한 보간 알고리즘을 보여준다. 앞선 실험 과정을 통해서 원신호에서 유효신호를 검출하기 위한 기준선은 피크(밸리) 신호의 최대크기에 대한 50%로 정해졌기 때문에, 보간 알고리즘의 처리 과정은 그림 8의 (a)와 (b)에 대해서만 수행하였다. 또한, 보간 알고리즘으로 처리된 맥박 그래프는 그림 10에 나타내었다.

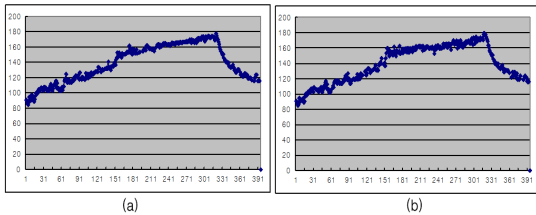


그림 10. 보간 알고리즘으로 처리된 맥박
(a) 최대 신호의 50%, 밸리 (b) 최대 신호의 50%, 피크
Fig. 10 Processed pulse with algorithm of interpolation (a) 50% of maximum signal, valley (b) 50% of maximum signal, peak

그림 10에서 보는 바와 같이 보간 알고리즘으로 처리된 맥박 그래프는 피크와 밸리에서 근사한 값을 나타내는 것을 볼 수 있다. 이는 어느 한 쪽으로 치우치지 않고, 양 쪽 모두에서 유효한 데이터를 얻는 기준점으로서 최대 신호 크기에 대한 50% 기준선의 적합성을 다시 한 번 확인 할 수 있는 결과였다.

III. 결 론

본 논문에서는 chip 형태의 LED와 photo TR,로 이루어진 맥파센서부를 제작하여 PPG 신호를 측정하고, 측정된 신호를 바탕으로 운동부하 측정 장치로 적용이 가능하도록 하는 시스템 및 알고리즘에 관하여 연구하였다.

센서부는 1608 사이즈 (1.6×0.8×0.8mm) 의 SMD type, chip LED와 photo TR.을 이용하여 제작하고, 센서부를 피실험자의 손가락 중지에 착용시켜 PPG 신호를 측정하였다. 측정된 신호는 회로와 LabVIEW를 이용하여 증폭 및 필터링을 수행하였으며, 이렇게 얻어진 신호를 원신호로 전처리에서 처리되지 않은 노이즈 신호를 제거,

유효신호만을 얻기 위해 원신호의 피크 또는 밸리에서 신호 최대 크기에 대한 비율로 상대적 기준선을 설정하였다. 각기 50%, 0%, 70%로 실험을 수행한 결과, 피크와 밸리에 대하여 균일하게 높은 처리 능력을 보이는 비율은 50%인 것으로 확인되었다. 기준선을 설정하고 측정된 신호에 대해서는 그래프로 변환함에 있어서 발생하는 오류를 처리하기 위해 에러처리 알고리즘 및 보간 알고리즘을 추가적으로 수행하였다. 그 결과, 기준선 50%의 피크와 밸리에서 얻어진 맥박의 그래프는 거의 동일한 모양을 나타내는 것으로 확인되었으며, 이는 기준선 50%의 적합성 및 각 알고리즘의 유효성을 증명하는 결과이다. 또한 본 실험은 운동상태의 피실험자에게 적용되어 얻어진 결과라는 사실에서 실제 운동상태에 있는 학생들의 체력 측정을 위한 PAPS에의 적용이 가능하다는 결론을 얻었다.

감사의 글

본 연구는 2011년도 중소기업청 미래선도과제 (내 위탁과제) 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참고문헌

- [1] 유시큐, 이영우, 황대석, “휴대 및 착용이 가능한 운동부하 측정 장치 및 측정방법”, 출원번호 : 10-2007-0092577, 2007.
- [2] Tia Gao, Dan Greenspan, Matt Welsh, Radford R. Juang, and Ales Alm, “Vital Signs Monitoring and Patient Tracking Over a Wireless Network,” In Proceedings of the 7th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Shanghai, September 2005.
- [3] Se Kee Kil, Young Hwan Han, Eung Hyuk Lee, Young Bae Park, Heung Ho Choi, Hong Ki Min, Seung Hong Hong, “Measurement of Arterial Pulse Wave at the Temple Using PZT Piezo Sensor”, 대한전자공학회 2004년도 학술대회지, Aug. 01, pp.772-775, 2004.

- [4] J McLaughlin, M McNeill, B Braun and P D McCormack, "Piezoelectric sensor determination of arterial pulse wave velocity" *Physiol. Physiol. Meas.*, vol. 24, pp. 693-702, 2003.
- [5] Kalange, A. E., Gangal, S. A, "Piezoelectric Sensors for Human Pulse Detection", *Defence science journal*, vol.57, no.1, pp.109-114, 2007.
- [6] A.B. Barreto, L.M. Vicente, and A. Taberner, "Adaptive pre-processing of photo plethysmographic blood volume pulse measurements," *Southern Biomedical Eng.* 1996.
- [7] S. Rhee, B-H. Yang, and H. Asada, "Artifact-resistant, power-efficient design of finger-ring plethysmographic sensors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, pp. 795-805, July 2001.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.



이영우(Young-Woo Lee)

1990.2. 일본 게이오대학
전기공학과 공학박사
1990.3. ~ 1992.3. 독일 막스플랑크
연구소 연구원

1992.3. ~ 현재 목원대학교 전자공학과 교수
2009 ~ 2010 목원대학교 공과대학장
※관심분야: 광계측 및 센서, biomedical photonics

저자소개



김신자(Sheen-Ja Kim)

2004.2. 목원대학교 전자공학과
공학사
2006.8. 목원대학교 전자공학과
공학석사

현재 목원대학교 전자공학과 박사과정
※관심분야: biomedical photonics