

홀 센서의 양극 바이어스 수직모드를 이용한 맥파측정시스템 구현

진상곤¹ · 김명남^{2,+}

Implementation of the Pulse Wave Measurement System Using Bipolar Biased Head on Mode of the Hall Sensor

Sang-gon Jin¹ and Myoung Nam Kim^{2,+}

Abstract

There are many ways to detect the heart rate non-invasively such as ECG, PPG, strain gauge, and pressure sensor. In this paper, the pulse wave measurement system using bipolar biased head on mode of the Hall sensor is proposed for measuring the radial artery pulse. TMS320F2812 was used to implement the proposed system and a portable wireless network(zig-bee) was used to show the experimental result. It was confirmed from experiment that the performance of the implemented system was more stable and faster than PPG sensor or piezoelectric film pressure sensor.

Keywords : Hall Sensor, Bipolar Head on Mode, Radial Artery Pulse, Heart, Pressure Sensor, Non-Invasive

1. 서 론

과학기술 및 IT정보통신기술의 발전과 함께 삶의 질이 향상되는 가운데 건강관리에 관심을 가지는 사람들이 점차 늘어나고 있다. 그러나 서구화된 식습관, 음주, 운동부족 등으로 인해 심혈관계 질병은 늘어나는 추세이다[1]. 또한 최근 고령화 사회로 급격하게 변하면서 노인 인구가 많아질수록 심혈관 질환의 위험성이 강조되고 있으며 그에 따라 일상 속에서 심장박동의 위험을 감지해 알려주는 기기가 많이 개발되고 있다[2].

비침습적 심장박동 측정법으로는 전기저항 측정법, 광학적 측정법, 스트레인 게이지나 압력센서를 이용하여 측정하는 방법 등이 있다. 심전도(electrocardiogram, ECG)는 양쪽 손에 전극을 부착해 심장박동에서 발생하는 미세전압을 증폭해서 측정한다. 광혈류 측정기(photoplethysmography, PPG)는 640 nm~940 nm의 특정 적외선 파장 대역 빛을 손가락이나 피부조직에 조사하여 반사되는 또는 투과된 광량을 검출한다. 그리고 스트레인 게이지는 혈관 벽에 부착하여 혈관의 수축작용에 의해 변하는 변위저항 값을 측정한다 [3-5]. 그리고 저전력을 사용하는 소형시스템에 적합하도록 홀 센서의 단극 수직모드를 이용하여 맥박을 측정할 수 있는 방법이 있다[6].

본 논문에서는 홀 센서의 양극 바이어스 수직모드를 이용한 맥파 측정시스템을 제안하였다. 홀 센서의 양극 바이어스 수직모드는 단극 수직모드에 바이어스 자석을 추가한 것으로 기존에 개발된 단극 수직모드를 이용한 측정센서보다 안정적으로 출력을 측정할 수 있었다. 또한, 광혈류 측정 PPG센서에서 측정한 맥파보다 제안한 시스템으로 측정한 맥파에서 전위 잡음성분이 현저히 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 압전필름 압력센서로 측정한 맥파보다 제안한 시스템에서 측정한 맥파가 안정적으로 출력되며 측정 지연시간 또한 감소하는 것을 확인하였다.

2. 홀 센서의 특성

홀 효과(Hall effect)는 1879년 Edwin Herbert Hall 의해서 발견 되었으며 전류자기 효과인 로렌츠의 법칙(Lorentz law)을 기초로 한다. 홀 효과는 특정도체에 자기장을 가하면 자기장 내에서 전하들이 도체의 한쪽 면으로 휘어지는 원리를 이용한다. 도체 내부를 흐르는 전하가 진행 방향 수직으로 힘을 받아 전류가 흐르게 되고 이때 홀 소자에서 발생하는 출력전압은 홀 소자전류와 자속 밀도에 비례하게 된다[7].

홀 센서는 Fig. 1에서와 같이 두 가지의 특성을 가진다. Fig. 1의 특성곡선 A는 불규칙한 자속에서 자기력이 검출되면 전류가 증가하여 출력전압은 포화상태가 되는 것을 나타낸다. 또한 특성곡선 B는 일정한 자속에서 자기력이 증가하면 출력전압은 선형성을 가지

¹소하전자 연구개발부(Team of R&D, SOHA Electronic Co.)

²경북대학교 의학전문대학원 의공학교실(Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University)

⁺Corresponding author: kimmn@knu.ac.kr

(Received : Aug. 2. 2011, Accepted : Aug. 18. 2011)

게 되는 것을 보여준다. A특성을 가지는 홀 센서는 회전수를 검출하는 센서나 산업용으로 많이 쓰는 브러시리스 직류 모터(brushless DC motor) 회전자 자석의 위치를 검출하는 센서로 사용된다. 그리고 B특성의 홀 센서는 자속의 자기력이 선형적으로 변하는 자속 검출계와 전류검출 센서에 주로 사용된다. 본 논문에서 요골동맥 맥파 측정 구현시스템에 사용한 홀 효과소자는 B특성곡선을 가지는 홀 센서로 Allegro사의 선형 홀 센서인 UGN3503이다.

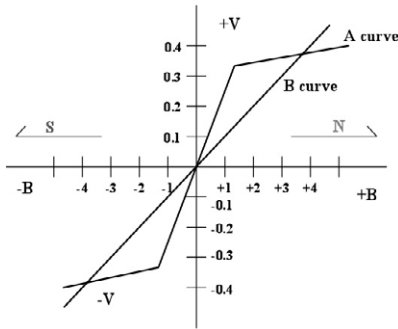


Fig. 1. Characteristic curve of the Hall sensor.

Fig. 2(a)는 UGN3503의 내부구조이며, (b)는 입력전압에 따른 출력전압곡선이다. UGN3503은 입력전원과 접지 및 출력신호를 연결하는 세 개의 단자로 구성되어 있다. 센서 내부에 안정된 전원 소스를 공급하기 위한 전압범위는 4.6 V~6 V이다. 홀 소자에 발생하는 전류자기효과 입력신호는 내부증폭기에서 증폭되어 출력단 트랜지스터가 작동되면 전류형 모드로 출력된다. 홀 센서가 작동되는 온도범위는 -20°C 에서 $+85^{\circ}\text{C}$ 까지 광범위하며 자기장이 없는 0 G 영역에서 기준전압 2.6 V가 출력된다. 실제 출력전압은 -500 G 에서 $+500\text{ G}$ 범위에서 1.9 V에서 3.2 V까지 선형 출력전압을 가진다.

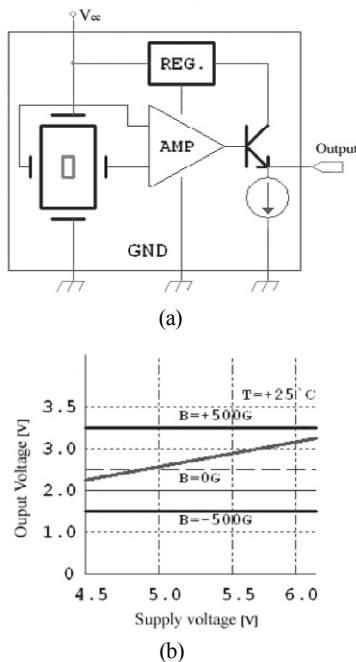


Fig. 2. (a) Functional block diagram and (b) output voltage characteristic curve of the UGN3503[8].

선형 홀 센서를 이용할 때, 자석과 센서 사이에 기계적인 조건에 따라 다양하게 사용하는 방법을 제시할 수 있다. 대표적인 홀 센서 사용 방식은 크게 바이어스 자석 사용 유무에 따라 분류 할 수 있으며, 바이어스 자석을 사용하지 않는 방식으로는 단극 슬라이드모드(unipolar slide by mode), 양극 슬라이드모드(bipolar slide by mode) 그리고 단극 수직모드(unipolar head on mode)가 있으며, 바이어스를 사용한 사용방식으로는 단극 바이어스 수직모드(unipolar biased head on mode)와 양극 바이어스 수직모드(bipolar biased head on mode)가 있다 [8, 9].

3. 시스템 설계

3.1 바이어스 자석을 이용한 양극성 수직모드의 요골동맥 맥파 센서

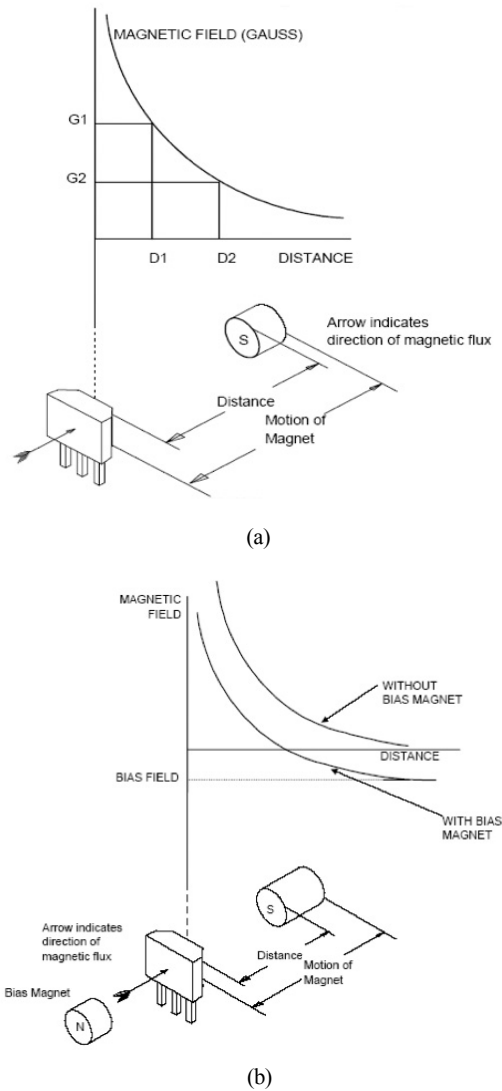


Fig. 3. Characteristic curves of head-on mode of hall sensor (a) unipolar head-on mode (b) bipolar biased head-on mode[9].

Fig. 3은 홀 센서의 사용모드에 따른 특성곡선을 보여 주고 있다. Fig. 3(a)는 바이어스 자석이 없는 경우이고 Fig. 3(b)는 바이어스 자석을 이용한 양극 바이어스 수직모드의 특성곡선을 보여준다. 두 개의 자석을 사용하여 같은 극에서 서로 밀어내는 구조는 Fig. 3(b)에서 보여지는 것처럼, 균일한 자기장 속에서 측정 바이어스전압을 조절할 수 있게 한다. 출력되는 전압감도는 한 개의 자석을 이용한 단극 수직모드보다 안정적인 선형성을 가진다.

Fig. 4는 요골동맥 혈관이 수축할 때와 팽창할 때 측정센서가 변형되는 모습을 보여주고 있다. 측정부위에 맥파가 발생할 때 자석이 수직방향으로 이동하면 홀 센서 방향으로 이동한 거리만큼 선형적인 출력전압이 발생하게 된다. UGN3503은 2.6 V 기준전압에 1 G 당 1.3 mV가 변하므로 300 G 자기장 범위의 미세한 움직임은 바이어스전압 2.2 V에서 최대 2.7 V까지 변위전압이 선형적으로 발생되어 요골동맥 맥파를 측정하게 된다.

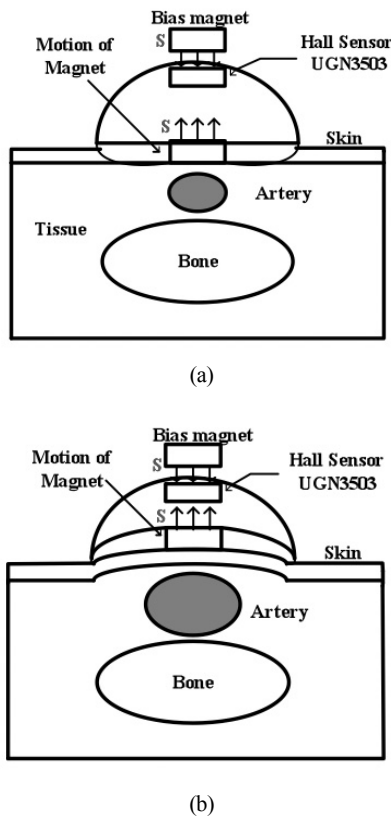


Fig. 4. The (a) systole and (b) diastole of the radial artery.

3.2 제안한 시스템 블록도

Fig. 5는 제안한 시스템을 보여주고 있으며, 홀 센서로 맥파 측정과 디지털필터를 적용할 수 있도록 TI사의 TMS320F2812 DSP를 이용하였다. TMS320F2812는 RISC(Reduced Instruction Set Computer)구조의 32비트정수형 고정소수점 DSP로 최대클럭 150 MHz에 150 MIPS 명령어 처리 능력을 가지는 고성능 프로세서이

다[10]. 측정된 맥파를 비교하기 위해 기존 혈류맥박측정에 주로 사용하는 광혈류 측정 PPG센서를 추가하였다. 시스템에 사용된 PPG 센서는 PhysioLab사 BME PPG-Kit v2.4의 PPG센서이다.

TMS320F2812는 내부에 12비트 8채널 A/D변환기와 256KB 플래시메모리, 36KB SARAM이 내장되어 있는 온칩(on-chip)형태의 마이크로프로세서이다. 별도의 메모리 어드레스 및 데이터버스를 구성하지 않아 전체시스템 부피를 줄일 수 있다. 그리고 입력 센서들의 측정 신호가 상당히 미약하므로 저전력 고속응답에 넓은 대역폭을 가지는 전치증폭기인 TL084와 LV2784를 사용하였다. 측정된 신호의 샘플링 레이트(sampling rate)는 8 KHz이고, 소프트웨어는 DSP 전용 컴파일러인 CCS3.1(code composer studio)을 사용하였다[11].

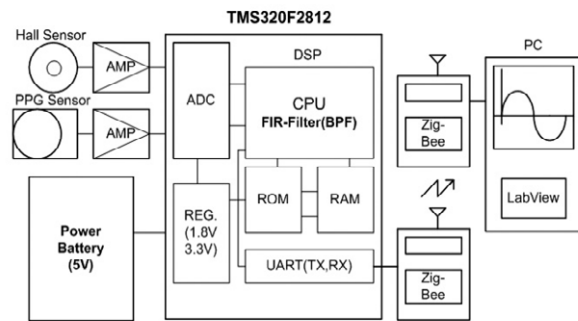


Fig. 5. Block diagram of the proposed radial artery pulse measurement system.

Fig. 6은 제작한 시스템을 보여주고 있다. DSP 보드와 측정센서 신호 값을 증폭하는 게인 증폭기 및 무선네트워크 지그비를 결합하여 구성하였다. 두 가지 센서의 맥파 측정값은 TMS320F2812의 아날로그 디지털 변환기에서 디지털 값으로 변환하고 디지털필터를 적용하여 획득된 데이터 값들은 DSP보드의 시리얼통신으로 무선네트워크 장치인 지그비 모듈을 통해 컴퓨터로 전송하게 된다. 또한 휴대용으로 사용하기 위해 배터리로 구동 할 수 있도록 CPU 코어전압 1.8 V 및 I/O전압 3.3 V를 분배하여 전원장치를 함께 구성하였다.

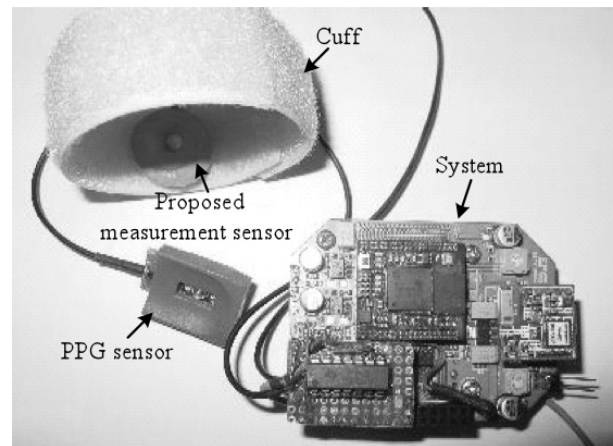


Fig. 6. PCB board of the implemented system.

Fig. 7은 제안한 요골동맥 맥파 측정센서의 모식도와 실제 제작한 측정센서를 보여주고 있다. 맥파 측정센서에 사용된 자석은 5 Φ , 300 G의 네오디뮴 자석(NdFeB magnet)이고, 외부 소켓은 홀센서와 자석을 고정하기 위해 사용된 원형 소켓은 강화플라스틱 소재인 ABS수지를 사용하였다. 효과적인 맥파의 검출을 위해 소켓의 아랫부분은 탄성력이 좋은 실리콘 재질의 고무판막을 사용하였다. 요골동맥 맥파 측정신호는 미약한 1 mV 단위의 전압신호이기 때문에 모든 전선은 잡음에 강한 실드선을 사용하였다. 그리고 요골부위에 측정센서를 손쉽게 부착하기 위해 탈착과 부착이 가능한 원형모양의 밴드를 연결하여 측정센서를 제작하였다.

Fig. 8은 제안한 센서의 특성을 비교하기 위한 실험에 사용된 센서들을 보여준다. Fig. 8(a)의 PPG센서는 빛의 940 nm 적외선파장을 이용하였다. 일반적으로 PPG센서는 측정부위의 피부조직에 적외선을 투과하거나 조사하여 반사되는 광량을 측정하는 센서로 본 논문에서는 반사량을 이용하여 맥파를 측정하였다. PPG센서에서 측정된 적외선 반사량은 아날로그 계측용 증폭기와 대역통과필터를 통해 맥파 신호를 검출하게 된다. 그리고 직류성분의 전원잡음과 빛의 간섭영향으로 파형의 왜곡 현상을 최소화 하기 위해 저역통과필터를 사용하여 8 Hz이하 성분만 통과시키고 나머지는 성분은 제거하여 출력하게 된다.

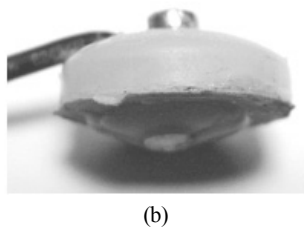
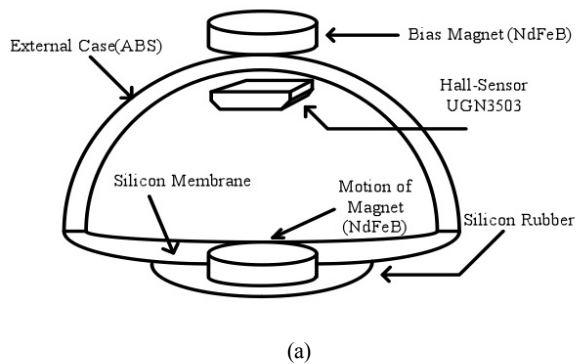


Fig. 7. (a) The model of the radial artery pulse measurement system using bipolar biased head on mode and (b) the proposed measurement sensor using bipolar biased head on mode of hall sensor.

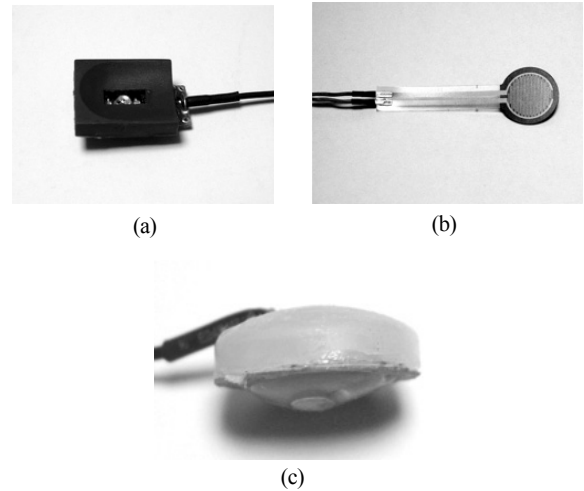


Fig. 8. Sensors of comparative experiments. (a) PPG sensor, (b) piezoelectric pressure film sensor, and (c) the unipolar head on mode sensor.

Fig. 8(b)에서 보여주는 압전필름 압력센서는 특정고체에 힘을 가하였을 때 고체 결정 결면에서 전기적인 분극이 일어나는 현상을 이용하여 변위 저항을 측정하는 방식이다[12]. 필름형태의 압전 압력센서는 측정하는 부위에 평면으로 가해지는 압력이 불규칙하기 때문에 기준전압이 불안정한 경우가 많다. 하지만 출력 감도가 우수하기 때문에 변위측정 센서로 많이 사용한다. 실험에 사용된 센서의 직경은 12.7 mm이며, 두께는 0.45 mm이고, 압력 감도 범위는 0.1 kg/cm²~ 10 kg/cm² 이다. Fig. 8(c)의 단극성 수직모드 센서는 한 개의 자석과 선형 홀 센서로 구성하였다[6]. 단극성 수직모드 홀 센서는 양극성 수직모드 센서와 동일한 모양이지만 바이어스전압을 생성할 수 없다.

4. 실험 및 결과

4.1 디지털 신호처리와 파형 관찰

제안한 시스템의 성능을 확인하기 위하여 Fig. 9에서와 같은 구도로 실험을 수행하였다. 홀 센서는 20배의 비반전증폭을 하였고 광혈류 측정 PPG센서는 계측증폭기와 아날로그 대역통과필터를 사용하여 8 Hz이하의 신호만 측정하였다. 압전필름 압력센서는 비반전증폭과 대역통과필터를 사용하여 0.7 Hz에서 12 Hz이하의 신호만을 측정하였다. 측정된 맥파는 오실로스코프를 이용하여 관찰하였다. 그리고 무선네트워크 지그비를 통해서 측정데이터를 컴퓨터로 전송하여 모니터 화면에서 맥파를 관찰하였다.

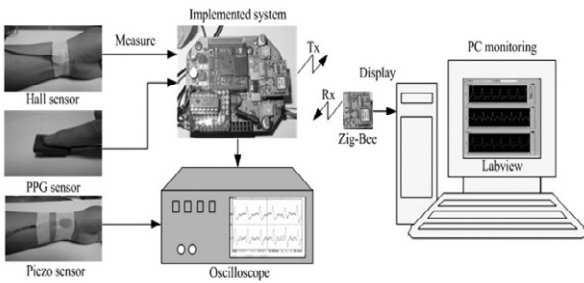


Fig. 9. The experimental composition.

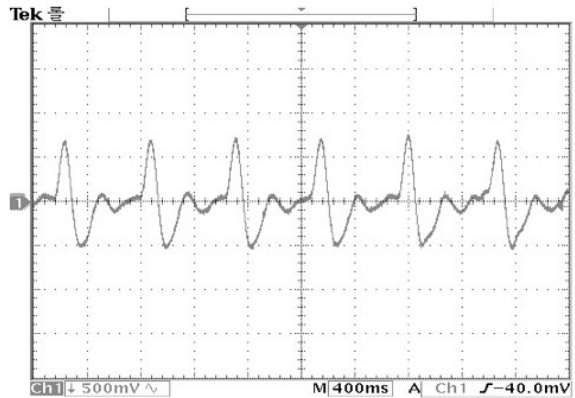


Fig. 11. Radial artery pulse wave after digital bandpass filtering.

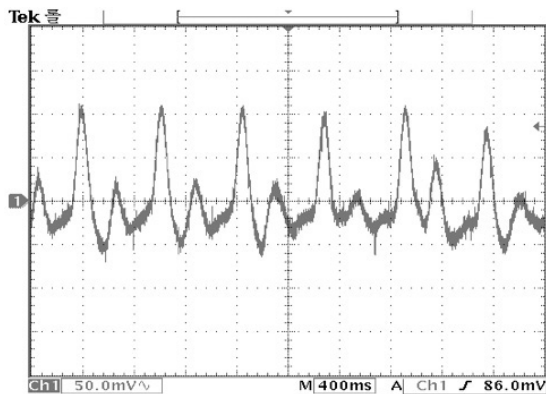


Fig. 10. The radial artery pulse wave using the Hall sensor.

Fig. 10에서는 제안한 시스템을 이용하여 측정된 신호를 오실로스코프로 나타낸 것이다. 디지털필터 연산을 적용하기 위해 DSP보드에 내장된 ADC 전단에 비반전 증폭과 버퍼 증폭하여 파형을 측정하였다. 측정된 결과 피크 전압은 100 mV에서 최대 200 mV로 전압파형이 측정되었으며 직류전원 잡음성분 또한 크게 증폭되어 발생하였다. Fig. 11은 1 Hz~10 Hz 대역의 FIR 대역통과필터를 적용하여 디지털 아날로그 변환기로 출력된 파형을 보여주고 있다. 측정파형에서 전원 잡음을 제거하기 위해 1 Hz에서 10 Hz이하의 측정신호만 통과시키고 나머지는 모두 제거하였다. 따라서, 실험 결과로 출력되는 피크전압은 최대 1.2이며, 입력신호원과 비교해 볼 때 직류성분 잡음이 현저히 감소하였고, 측정된 맥파도 선형적으로 출력되는 것을 확인할 수 있었다.

Fig. 12는 단극 수직모드와 양극 바이어스 수직모드의 측정 파형을 비교하여 보여주고 있다. 단극 수직모드 측정파형과 양극 바이어스 수직모드 측정파형은 비슷하게 보이지만 단극 수직모드 파형은 측정 부위에서 발생하는 떨림과 피부진동에 의해 발생하는 출력전압의 영향으로 기준전압이 안정적이지 못하다. 또한 단극 수직모드 측정파형은 맥파의 최대피크 전압이 불규칙하게 출력되어 측정파형이 선형적이지 않았다. 반면에 양극 바이어스 수직모드 측정파형은 외부조건에 변화에 비해 안정적인 출력파형을 나타내는 것을 확인하였다.

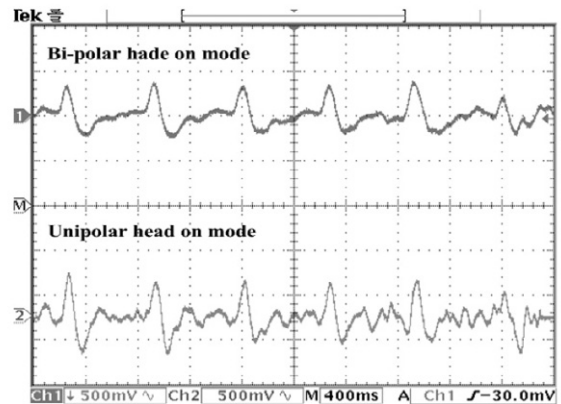


Fig. 12. Pulse wave obtained from bipolar head on mode wave(top) and the unipolar head on mode wave(bottom).

Fig. 13은 홀 센서의 양극 바이어스 수직모드 센서로 맥파를 측정하여 디지털필터를 적용한 출력파형과 PPG센서의 맥파 파형을 보여주고 있다. PPG센서는 출력 피크전압은 크게 발생되었지만 작은 움직임에 의한 빛의 간섭영향으로 잡음성분이 많이 나타났다. 그러나 홀 센서의 양극 바이어스 수직모드로 제작한 맥파 센서는 PPG센서 파형보다 움직임 대한 측정파형이 안정적으로 출력되는 것을 확인하였다. Fig. 14는 제안한 홀 센서로 측정된 맥파와 압전필름 압력센서로 측정된 맥파 파형을 비교하여 보여주고 있다. 두 개의 측정파형을 시간상으로 비교해 볼 때 실험결과 아날로그 증폭기와 필터를 이용한 압전필름 압력센서는 제작한 홀 센서보다 파형이 크게 발생 되어 출력전압 감도는 홀 센서 보다 높은 것을 확인할 수 있었다. 그러나 압전필름 압력센서는 여러 개의 이득 증폭기와 대역통과필터를 사용하였으므로 파형을 측정하는데 걸리는 시간이 다소 지연되었다. 그리고 요골측정부위의 움직임에 의한 압력차이로 기준전압이 일정하지 않아 출력파형이 불규칙하게 출력되는 것을 확인할 수 있었다.

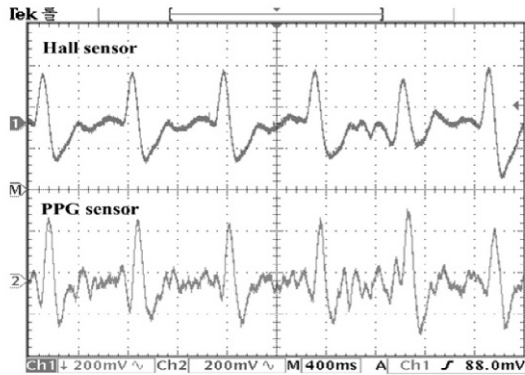


Fig. 13. Pulse wave obtained from developed Hall sensor(top) and PPG sensor(bottom).

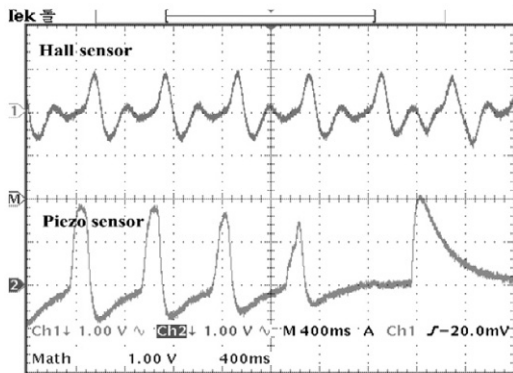


Fig. 14. Pulse wave obtained from developed Hall sensor(top) and piezoelectric pressure film sensor(bottom).

4.2 컴퓨터 모니터링

Fig. 15는 요골동맥 맥파 측정시스템에서 획득한 최종데이터를 무선네트워크장치인 지그비를 통해 전송하여 컴퓨터에서 모니터링을 할 수 있도록 랩뷰(Labview)로 보여주고 있다. 총 3채널 파형그래프로 구성하였으며 전송속도는 측정 구현시스템의 디지털필터연산과 샘플링 시간을 고려하여 19200 bps로 설정하였다. 또한 컴퓨터 모니터에서 나타나는 측정데이터 파형의 지연시간을 최소화하기 위해 파형의 디스플레이 지연시간을 50 ms~100 ms으로 조정이 가능하도록 하였다. Labview 프로그램에서 표현되는 파형은 제작한 시스템의 샘플링 시간과 데이터 통신 속도의 응답성 지연으로 정밀한 맥파 파형으로 구사하지는 못하지만 홀 센서로 요골동맥 맥파를 측정하는 구현시스템으로 성능을 평가할 수 있음을 결과적으로 확인할 수 있었다.

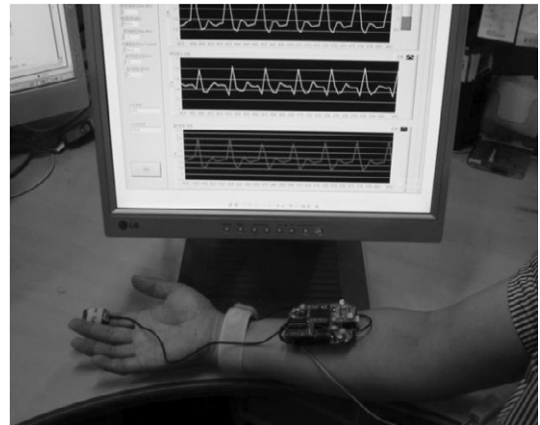


Fig. 15. Measurement and computer monitoring using developed system.

5. 결론

심장박동을 측정할 경우 측정센서와 인체 조직 접촉면에 발생하는 전기적 저항 및 외부적인 충격 등 많은 방해요소들이 존재한다. 본 논문에서는 안정적인 요골동맥 맥파를 측정하기 위해 기존 맥파 측정센서방식과는 다른 홀 센서의 양극 바이어스 수직모드를 이용하여 요골동맥 맥파 측정을 제안하였다. Labview를 통해 보여주는 파형은 입력되는 요골동맥 맥파 신호에서 직류성분의 잡음을 디지털필터로 제거함으로써 원 신호보다 왜곡율이 감소하여 출력되는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 광혈류 측정 PPG센서와 압전필름 압력센서 측정파형을 제안한 홀 센서 측정 파형과 비교해 볼 때 요골동맥 맥파 측정에 걸리는 지연시간을 줄일 수 있었고, 디지털필터를 적용한 측정파형은 상당히 안정적이고 감도도 우수하게 측정되는 것을 실험 결과 확인할 수 있었다. 하지만 측정부위의 큰 움직임에 대한 센서 값의 급격한 진폭변위에서는 다른 센서들과 마찬가지로 출력파형이 왜곡되는 현상이 나타나는 것을 관찰하였다. 향후 개선안으로 여러 개의 홀 센서를 이용하여 큰 움직임에도 측정 파형의 왜곡 현상을 감소시키는 방법을 개발할 필요가 있다.

감사의 글

이 논문은 2011년 교육과학기술부로부터 지원받아 수행된 연구임.(지역거점연구단육성사업/노화극복·웰빙을 위한 융합의료기술 개발사업단)

REFERENCES

- [1] 주왕기, 조화로운 삶, 행복한 삶을 위한 건강학, 라이프사이언스, 2004.
- [2] 정병주, 유비쿼터스사회의 의료, 보건 비즈니스 트

- 렌드, 한국전산원 정보화기획단, 제17호, 2006.
- [3] J. Y. Lee and J. C. Lin, "A microprocessor based noninvasive arterial pulse wave analyzer", *IEEE Trans. Biomedical. Eng.* vol. BME-32, no. 1, pp. 43-50, 1985.
- [4] 정동근, 김광년, 연구선, 최병철, 서덕준, "광전용 적맥파를 이용한 요골동맥 맥파 검출", *생명과학지*, 제13권, 제1호, pp. 42-46, 2003.
- [5] 윤영준, 조정현, 정형민, 신학수, 소강섭, "압력 조절식 맥진 센서의 개발", *의공학회지*, 제20권 제5호, pp. 567-572, 1999.
- [6] 윤창희, 이충순, 손대락, "홀 센서를 이용한 맥박 측정", *한국자기학회 학술연구발표회 논문개요집*, 제15권, 제1호, pp. 218-219, 2005.
- [7] 손병기, 이정일, *Sensor Engineering*, 일진사, 2005.
- [8] Allegro Micro Systems. Inc., *3503 Ratiometric Linear Hall-effect Sensors Data Sheet*, 2002.
- [9] Sensing and Control Honeywell Inc., *Hall Effect Sensing and Application Hand Book*, chapter 3, pp. 10-17, 2003.
- [10] J. C. Back, *Texs Instruments DSP TMS320F28XX CPU Hand Book*, Sync Works, 2006.
- [11] G. H. Lee, *Digital Signal Processor TMS320C6000 LABSTAR-CCS3.1(code composer studio)Start*, chapter 3, pp. 2-16, 2002.
- [12] W. D. Peterson, D. A. Skramsted, and D. E. Glumac, "Piezo Film Pulse Sensor", *Blood Pressure Monitor Project - Sub project*, 2005.
- [13] 미카미 나오키, C 언어에 의한 디지털 신호처리 입문, 성안당, pp. 190-218, 2006.
- [14] J. H. McClellan, R. W. Schafer, and M. A. Yoder, *DSP First*, Prentice-Hall, pp. 132-174, 1998.
- [15] 강필순, 현석환, 권영훈, *내 손으로 완성하는 LabVIEW*, Infinity Books, 2008.



진 상 곤(Sang-gon Jin)

- 2007년 2월 대구대학교 컴퓨터공학과 (공학사)
- 2009년 2월 경북대학교 대학원 의용생체 공학과(공학석사)
- 2001년~ 현재 소하전자 연구개발부
- 주관심분야 : DSP신호처리 서보시스템, 위치제어



김 명 남(Myoung Nam Kim)

- 1988년 2월 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1990년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학석사)
- 1995년 2월 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
- 1996년~ 현재 경북대학교 의학전문대학원 의공학교실 주임교수
- 주관심분야 : 생체신호처리시스템, 의학 영상처리