

홀센서 집게형 맥진기와 심전도-용적맥파계를 이용한 한양방 융합용 환자감시장치 개발연구

이대희

상지대학교 응용전자공학과 및 (주)메디아나 연구소, 강원 원주시 우산동 산660, 220-702

홍유식

상지대학교 이공과대학 IT공학부, 강원 원주시 우산동 산660, 220-702

이상석*

상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동 산660, 220-702

(2013년 7월 20일 받음, 2013년 8월 15일 최종수정본 받음, 2013년 8월 20일 게재확정)

요골 동맥의 중앙 부에 위치 한 ‘관’이란 곳에 영구자석 부착하여 맥의 움직임에 따라 발생하는 자기장의 변화를 홀센서로 정량화하여 맥진파형을 측정하는 집게형 맥진기를 개발하였다. 홀소자 맥진센서로 얻어진 전기적 신호로 심전도와 용적맥파계를 사용해 동시에 측정된 맥박수, 비침습적 혈압, 호흡수, 맥파전달속도와 공간맥파전달속도를 환자감시장치에 디스플레이하였다. 개발된 장치는 한방과 양방의 의료용 저장 매체와 새롭게 시도되거나 융합되어지고 있는 환자감시 장비 및 유비쿼터스 헬스케어 시스템 개발에 도움이 될 것이다.

주제어 : 홀센서, 집게형 맥진기, 심전도, 용적맥파계, 한양방 융합, 맥파전달속도, 공간맥파전달속도

I. 서 론

지난 수십 년 동안 첨단 전자정보 및 기기 산업의 핵심 부품에 자성센싱 소자들이 사용되어왔다. 특히 반도체 홀(Hall) 효과 특성을 갖는 홀 소자는 스마트 패드의 인식 및 자동차의 속도 및 개폐용 센서로 활용하고 있을 뿐만 아니라, 의료용 진단기기의 센서로 그 활용범위가 증대되고 있다[1, 2]. 현대 과학 기술의 급속한 발전은 눈부신 경제성장과 더불어 생활수준의 향상을 가져오면서 현대인의 의료 건강에 대한 관심이 증대되어, 평소에도 건강관리를 통해 질병을 예방하려는 사람들이 눈에 띄게 늘고 있다. 특히 성인병을 비롯한 만성질환의 발생률이 크게 늘면서 심전도, 혈압이나 혈당 측정 등 기본적인 건강 체크를 위한 가정용, 휴대용 의료기기의 보급이 자연스럽게 증가하는 추세이며, 간단하게 건강 상태를 모니터링할 수 있는 휴대용 의료기기들의 연구, 개발이 활발히 진행되고 있다[2, 3].

심전도(ECG: Electrocardiograph)는 심장 안에 있는 동방결절(Sinoauricular(SA) node)에서 발생하는 전기적인 신호를 인체에 부착한 전극을 통해 그림으로 기록하는 것으로 심장에

대한 검사 중에서 가장 기본이 된다. 이를 통해 심장 리듬을 확인하고 심박동수를 측정하며, 협심증, 심근경색, 관상동맥질환, 부정맥, 전해질 이상 유무 등을 진단하게 된다[3, 4].

광용적맥파계인 PPG(photoplethysmograph)는 특정 파장대역의 빛을 인체에 조사하여 반사 또는 투과된 광을 검출한 신호로, 심장 박동에 따라 발생하는 맥동성분을 나타내는 신호이다. PPG를 이용한 생체 신호 측정은 무구속, 비침습적이며 단일 센서로 맥박, 호흡, 산소포화도 등의 다중신호의 검출이 가능하다[5, 6]. 또 ECG의 전기신호로부터 PPG의 펄스 파가 검출되는 시간 간격을 PPT(pulse transit time)라고 하는데, PPT는 혈압과의 상관관계도 나타내고 있다. 이러한 이유로 PPG는 현대 의학에 있어 환자의 상태를 점검하는 주요한 요소로 활용되고 있다[1, 5].

심장이 한 번의 수축과 이완동작을 하는 동안 혈관에 가해지는 압력의 변화를 관측한 파형을 맥진파라 부르며, 이 맥진파의 분석은 건강 상태를 파악하는데 한의학과 양의학 모두에서 중요한 자료로 활용되고 있다. 특히 한의학에서 환자를 진찰하는 방법 중 하나인 맥진은 손목의 동맥부위에 한의사의 손가락 끝을 위치시켜, 누르는 압력을 변화시키면서, 손가락 끝에서 느껴지는 동맥 압력의 변화를 이용해 환자의 건강상태를 파악한다[7].

한의학의 맥진은 양의학에 비해 과학성, 객관성, 계량성, 정

확성, 재현성이 뒤떨어지는 진단 방법으로 지적되어 왔다. 그 이유는 한의사가 맥진을 할 때 손가락에 느껴지는 감도가 측정 당시 기분과 환경의 방해요인에 따라 다르며, 진단자인 한의사의 감각, 지능, 경험 등에 의존하여 한의사가 주관적으로 건강상태를 판단하기 때문에 같은 환자의 경우에도 진단하는 한의사에 따라 환자의 건강상태에 대한 해석이 다르다는 것에 있다. 이러한 맥진 데이터의 과학화와 객관화를 위해서 맥진 부위인 환자의 손목에 센서를 이용하여 과학적이고 객관적인 맥진과의 측정과, 측정된 맥진과를 이용하여 건강상태를 진단하는 것이 필요하다[8]. 인간에 의해 수행되는 전통적인 맥진법에서 측정하는 맥진기의 주요 요소로는 맥동의 힘, 맥동의 주기, 맥의 팽창과 수축의 빠르기, 맥의 촉지 깊이, 맥의 폭, 맥의 유효한 촉지 길이 등이 있다[7].

본 연구에서는 ECG, PPG 신호를 나타내는 양방의 환자 모니터링 장비에 한방에서 활용하고 있는 홀센서가 구비된 집게형 맥진기로 획득한 맥진 데이터를 가시화하여 한양방 협진에 활용할 융합형 환자감시장치를 개발하였다. ECG, 요골동맥 맥진과, PPG를 동시에 측정하여 맥파수와 맥파전달속도(PWV: Pulse Wave Velocity)와 공간맥파전달속도(SPWV: Spatial Pulse Wave Velocity)의 생체정보신호를 얻는 기기를 개발하였고, 이를 이용하여 한양방 협진이 가능한 의료기기 시스템을 제안하였다.

II. 홀소자 센싱 영구자석 요동맥파-심전도파-요골동맥파의 특성

본 연구에 사용한 집게형 맥진기 시제품에 대한 상세한 묘사는 Fig. 1에 나타내었다. Fig. 1(a)는 영구자석, 홀센서, 측정 부분, LED, 디스플레이, USB port, 스위치 부분을 보여준 모습이다. 현재 시제품에서 피부접촉 부분의 자기 물질은 작은

원통형 영구자석과 맥박의 진동에 따라 쉽게 변화 될 수 있도록 되어 있다. 특히 피부를 국소적으로 누르지 않기 위하여 피부 접촉 부분의 표면이 탄성이 좋은 라텍스 고무를 이용하였다. 지름 2 mm, 높이 1 mm 크기의 원통모양이고, 표면에서 자기장이 약 300 Oe인 영구자석은 탄력있는 고무의 중심 위치에 자리해 에폭시로 붙여있다. 즉, 영구자석의 원판 중심이 요골동맥의 “관” 부분에 위치하고 고르게 늘어난 상태의 라텍스 고무는 손목 피부 접촉면을 둘러싸게 하였다[1, 2, 10].

홀 효과 소자와 자석 사이 변위는 대략 2.5 mm이다. 1 mm 이내에 1개의 영구 자석이 동맥 맥박에 있는 맥박 높고 낮은 진동에 의하여 상하로 움직인다. 실제 사람의 손목에 착용하여 맥파신호를 측정하는 한 예로써 집게형 맥진기 시제품의 실제 측정 모습을 Fig. 1(b)에 나타내었다. 실험에서 사용할 집게형 맥진기 시제품은 자성 물질인 영구자석으로 이루어진 피부에 접촉하는 부분과 자기장 변위를 감지하는 고감도 홀소자 맥진센서로 배열하였다.

요골동맥에서 생성된 맥을 얻기 위해 가까운 피부표면에 영구자석을 밀착시켜 요골동맥의 수직 변위에 따라 자석의 위치도 변하게 되면, 자석의 변위에 따라 일정거리에 있던 센서에 받아들여지는 자기장의 세기도 변하게 된다. 이렇게 변하는 자기장에 대해 센서는 전압신호로 변환하게 되는데 그때 섞여있는 노이즈 신호도 같이 변환하게 된다. 그래서 변환된 신호를 아날로그 필터를 통해 필터링하고, 필터링 된 신호를 증폭시켜 프로세서에 내장되어 있는 A/D 변환기(converter)로 보내고 A/D 변환기에서 아날로그 신호를 디지털로 바꾸어 수치화된 신호를 축적하게 된다[1, 2, 10].

Fig. 2(a)는 홀센서가 구비된 맥진기로 요골동맥파를 얻는 기본구조를 나타내었다. 요골동맥파(radial artery pulse wave)는 심장 주기와 함께 동맥 혈관계의 벽압이 변동되고 혈관경이 변동됨에 따라 변동파를 발생시켜 말초 혈관쪽으로 전

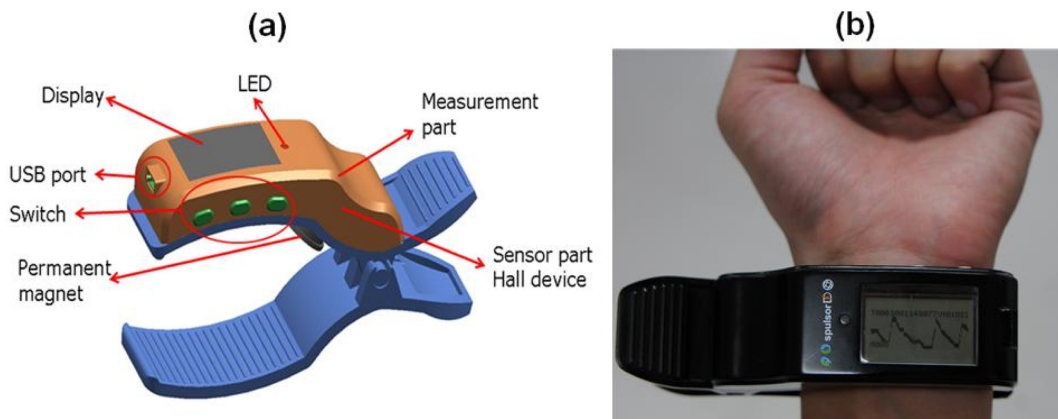


Fig. 1. (Color online) (a) The schematic and explanation of functional several parts of the prototype for a clip-type pulsimeter equipped with a Hall effect device. (b) A real photograph of the operation clip-type pulsimeter.

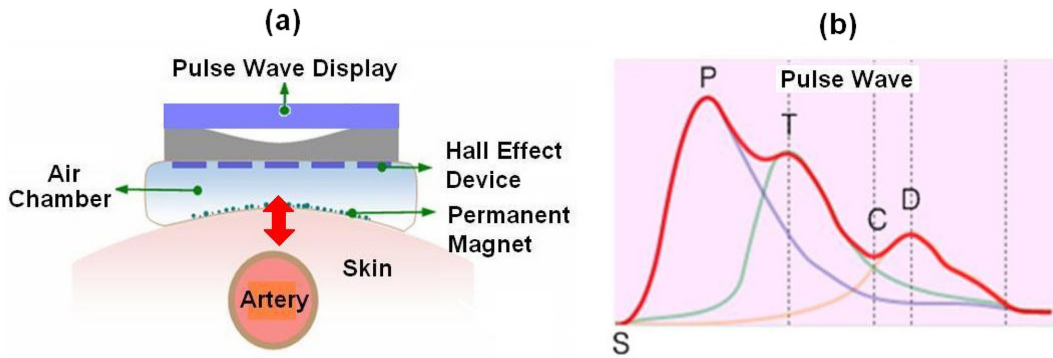


Fig. 2. (Color online) (a) The schematic of the basic structure of a typical pulsimeter. (b) The feature and 5 components (S, P, T, C, D) for the basic pulse wave.

파되는 현상을 관측한 파형이다[7-9]. 맥파는 심장의 수축과 이완에 따라 나타나는 특징 점들을 볼 수 있다. Fig. 2(b)는 기본 맥진파형을 나타내는데 심장이 수축하기 전, 혈관의 압력이 가장 낮아졌을 때 S파(시작파)가 발생하고, 심장이 수축을 시작, 대동맥으로 혈액을 박출하여 혈관 압력이 급격히 상승할 때에 P파(충격파)가 발생한다. P파의 크기는 좌심실에서 혈액을 내뿜는 양과 비례하게 나타나며, 대동맥의 탄성도를 나타낸다. 대동맥으로 박출된 혈액이 바깥 방향으로 혈관의 벽에 강하게 힘을 가하게 되면 혈관 벽의 탄성에 따라 굴절하여 T파(반사)가 발생하고, T파의 크기와 위치는 혈관의 탄성도를 나타낸다. 심장의 수축이 끝나면 대동맥 판이 닫히게 되는데 이때 혈관의 압력이 잠시 저하되는 시점에서 C파(절흔점)가 발생한다. 이어서 심실 내압과 대동맥과의 압력차에

의해서 대동맥의 혈액이 심실 방향으로 급속히 역류하지만 대동맥 판이 폐쇄되어 대동맥 판 및 심근의 탄성으로 다시 혈액이 대동맥 방향으로 압력을 가하면서 되돌아가게 되어 D파(중복)가 발생하게 된다. C와 D 사이의 간격이 줄어들거나 동일한 위치에 발생하게 되면 대동맥 판 개폐 기능의 이상을 나타낸다[7, 10].

Fig. 2(b)에서 S파에서 C파까지의 구간이 심장의 수축기이며, C파에서 다음 S파까지의 구간이 심장의 이완기이다. 기존 한의학에서는 환자 손목부위의 동맥에서 발생하는 맥진파를 한의사의 수지감각을 이용하여 확인하여 건강상태를 진단하였다. 그러나 맥진 측정 당시 한의사의 기분과 주위 환경이 결과에 영향을 미치게 되고, 건강상태 또한 한의사의 주관적인 판단에 의해 결정되었다. 따라서 국내의 한의학계에서

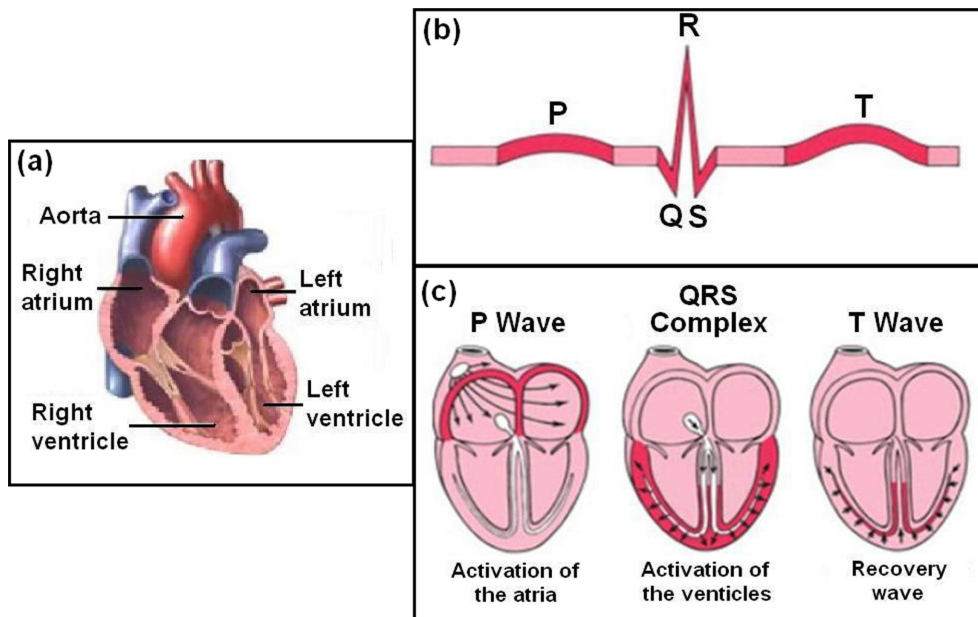


Fig. 3. (Color online) (a) The basic structure of heart, (b) the typical waveform for the electrocardiograph, and (c) the activation of the heart movement.

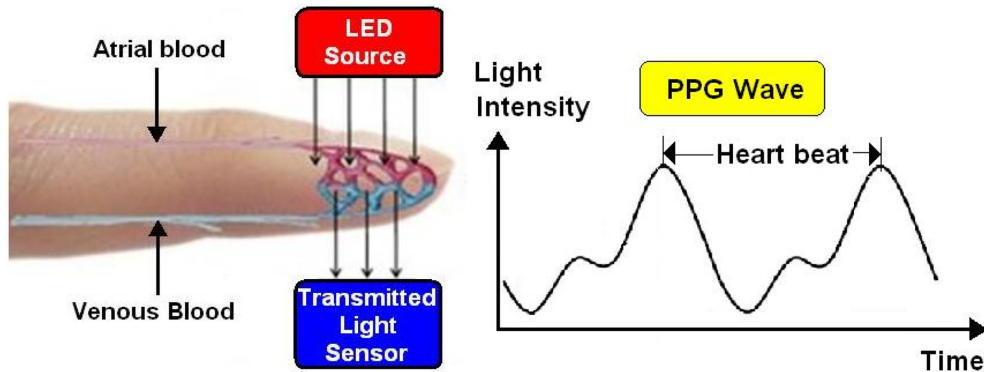


Fig. 4. (Color online) (a) The measurement method and operating principle, and (b) the typical waveforms of PPG (Photoplethysmograph).

는 이러한 문제점들을 해결하기 위해서 전통적인 맥진 알고리즘에 과학적인 방법을 적용해 맥진파를 계량화하고, 데이터베이스화 함으로서 진찰과정을 현대화하려는 연구가 활발히 진행되고 있다[1, 2, 10]. 또한, 한의학뿐만 아니라 양의학에서도 맥진파를 이용해 심혈관계 질환을 검사할 때 중요한 진단 요소로 사용하고자 하는 시도가 이어지고 있다.

Fig. 3(a)는 심장구조의 명칭을 나타내었다. 심전도파는 심장 박동시 발생하는 전류의 크기와 방향 변화를 그래프로 나타낸 기록으로 더 명확하게는 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생한 전기적 활동을 기록한 것으로 Fig. 3(b)에 보여 주었다. 이 전기적 활동은 피부에 부착된 전극에 의해 측정된다. Fig. 3(c)처럼 심장의 수축을 발생하게 하는 전기 자극 펄스는 우심방의 동방결절에서 좌·우심방 전체에 전달된다. 우심방에서 전파된 전기 자극 펄스는 심실과 심방의 경계부분에 있는 방실결절에서 짧은 지연이 생긴 후 좌·우심실로 전달되며, 짧은 지연이 발생하는 동안 심방의 혈액이 심실로 유입되게 된다. 심실에서는 히스번들(hisbundle)과 퍼킨제이 시스템(Purkinje system)이라는 전도 시스템에 의해 좌·우심실의 내부로 전파되어 심실의 기계적인 수축을 일으킨다. 심실근의 기계적 수축이 심실내의 압력을 상승시키고, 혈액을 폐동맥 판과 대동맥 판을 거쳐 폐순환과 체순환 시스템으로 밀어내어 각기 혈압을 생성하는 원동력이 된다[11]. 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생한 전류는 전극에 의해 측정된 후에 오실로스코프와 같은 측정 장비를 통해 Fig. 3(b)와 같은 파형으로 표시된다.

P파는 심방의 SA node에서 발생한 펄스이며, 이 펄스에 의해 심방이 수축을 시작하게 된다. Q-R-S파는 이러한 P파에 의해 생성된 펄스로 인해 심방의 수축, 확장 및 심실의 수축을 일으키는 펄스이고, T파는 심실의 이완을 일으키는 펄스이며, P파에서 R파까지 걸리는 시간이 심방에서 심실로 전기 자극 펄스가 전달될 때 발생하는 짧은 지연을 나타내는 것이다[11].

PPG(Photoplethysmograph)는 말초혈관 혈류량의 변화에 따

른 조직에서의 광흡수도 변화를 측정하는 것으로 광학적 방법에 의해 측정하는 것이다. 일반적으로는 Fig. 4(a)와 같이 손가락, 귓볼과 같은 신체의 말단 부분에 발광부와 수신부(광검출기)가 합쳐진 센서를 고정하여 측정하며, PPG의 전형적인 파형은 Fig. 4(b)처럼 나타난다[5, 6, 12].

발광부에서 주기적으로 생성되는 빛은 심장 박동 주기에 따라 변화하는 혈류량에 의해 다른 크기로 수신부로 전달되는데, 심장 수축기와 같이 혈류량이 늘어날 때에는 투과되는 빛의 양이 적어지고, 이완기와 같이 혈류량이 줄어들 때에는 투과되는 빛의 양이 많아지는 원리를 이용하여 혈액의 흐름과 맥박을 측정할 수 있는 것이다. 또한 혈액 내 산소포화도, 심박출량을 측정할 수 있어 현대 의학에서 널리 사용되고 있으며, 단일 센서를 이용하여 측정이 가능하므로 사용자에게 불편함을 주지 않는다는 큰 장점을 갖고 있다[12].

III. 생체 신호 모니터링 장치 설계

본 논문을 위해 개발하고자 하는 맥진기 모듈은 요골 동맥의 팽창과 수축으로 인해 발생하는 미세한 움직임을 전기 신호로 변환하여 해석 및 표현할 수 있도록 설계하였다[13]. Fig. 5는 집게형 맥진기 모듈이 요골 동맥에서 발생한 운동 에너지를 화면에 표시되기까지 수행하는 일련의 과정을 도식화하였다.

요골동맥에서 생성되는 맥진파는 혈관을 통해 전달되는 운동에너지로 이를 수치화 및 파형으로 표현하기 위해서는 전기적 신호로 변환할 필요가 있다. 본 논문에서는 이러한 변환을 요골동맥 위에 영구자석을 밀착시킨 뒤 일정한 수직 거리 위치에 홀 소자를 두어, 맥이 땔 때마다 영구자석의 위치가 변하면서 발생하는 자기장의 세기를 홀 소자를 통해 전기적인 아날로그 신호로 변환하였다[13, 14]. 이렇게 생성된 전기 신호는 본래의 신호 이외에 많은 잡음을 포함하고 있어 필터링(Filtering) 과정을 필요로 하게 되는데 이 과정을 Rail

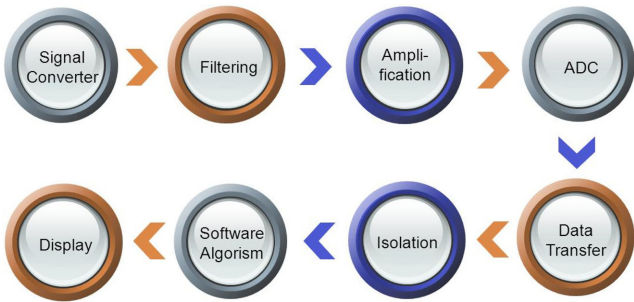


Fig. 5. (Color online) The schematic of diagnosis system process for acquisition of the radial artery pulse wave by using the clip-type pulsimeter.

to Rail OP Amp인 TLV2464의 입력 신호로 받아 주변의 하드웨어적인 회로를 구성하여 저대역 통과 필터를 설계하여 필터링될 수 있도록 하였다. 설계된 저대역 통과 필터의 주

파수 값은 맥파를 구성하는 대부분의 신호 성분이 30 Hz 이하에 존재하고 있다는 정보에 근거하여 10 kΩ의 저항과 470 nF 캐패시터를 병렬로 연결하여 33 Hz로 설정하였다[10]. TLV2464는 2채널 OP Amp로 첫 번째 채널을 통해 필터링된 신호를 두 번째 채널로 입력받아 비 반전 증폭이 가능하다. 본 논문에서는 다수의 측정 테스트(Test)를 통해 파형 표현에 가장 적절한 300배로 증폭할 수 있도록 주변 회로를 구성하였다.

필터링과 증폭을 거친 아날로그 신호는 파형의 Peak 추출, 분석 및 LCD에 표현하기 위해 디지털화 된 값으로 변환될 필요가 있다. 이에 본 논문에서는 MCP3204 ADC 칩(chip)을 사용하여 아날로그 형태의 맥진 파형을 디지털화할 수 있도록 설계하였다[14]. MCP3204는 입력되는 0~5 V 사이의 전압을 12 bit로 분해 가능하며, 최대 1초당 100 ksps(sps 단

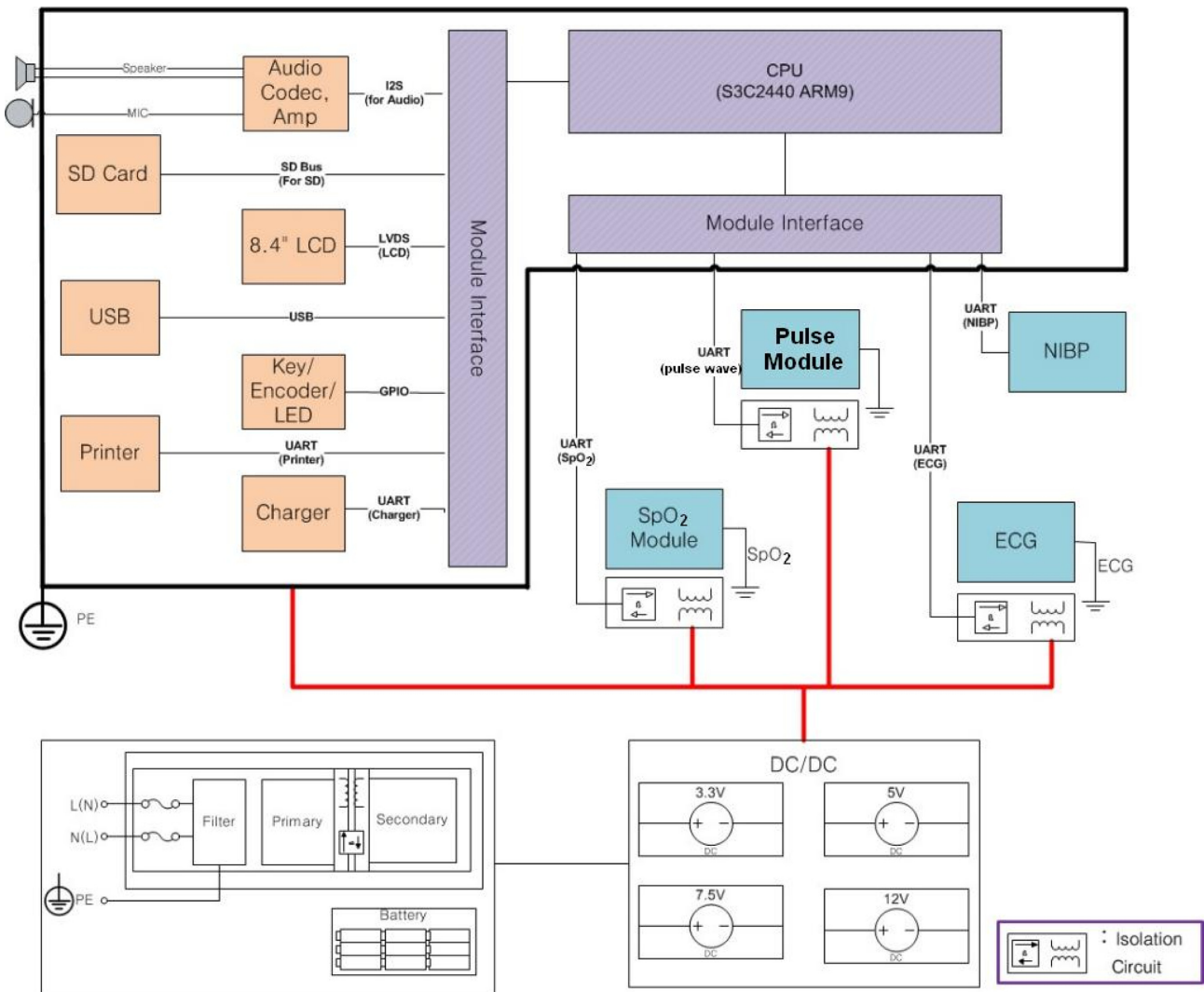


Fig. 6. (Color online) The block diagram and composition of the patient monitor apparatus included of ECG, clip-type pulsimeter (pulse module), and PPG (SpO₂ module).

위는 symbol per second로 인터넷 정보전달속도)까지 샘플링이 가능하다. 또한 이렇게 샘플링 되어 디지털 값으로 변환된 데이터들은 MCP3204에 내장된 Serial Interface(SPI) 통신을 통해 외부 유닛(unit)으로 전달할 수 있다. 본 연구에서는 1초당 250개(4 ms 단위)의 샘플링을 수행하여 맥진 파형을 ADC하였고, 이를 통해 맥진 파형의 표시, peak 추출 및 분석을 수행할 수 있었다[14].

“전기 에너지로 동작하는 모든 의료기기는 기기의 전원 회로와 환자에 대한 접촉 회로 또는 조작자가 접촉 가능한 부분(장착부)은 전기적으로 분리하여 감전(전기적 위험)을 방지하는 안전 대책을 취하여야 한다”라는 관련 규격에 의거 메인 CPU와의 통신 및 모듈 구동을 위한 전원부에 대한 절연을 설계하게 되었다[16]. 통신부에 대한 절연은 Fig. 6와 같이 메인 CPU와 시리얼 통신에 무리 없도록 ADUM2401으로 설계하였고, 모듈 구동을 위한 전원부에 대한 절연은 TGM240NS 및 주변 회로를 구성하여 설계하였다.

ECG 측정 모듈은 (주) 메디아나에서 개발 및 상용화되고 있는 12ch ECG 측정 모듈로 Fig. 6과 같은 하드웨어로 구성되어 있다. 측정 케이블(3/5/12 Lead Cable)을 통해 입력된 환자의 전기 신호는 설계된 하드웨어적 증폭 및 필터링 회로를 거쳐 내장된 MCU의 ADC 포트에 입력되고, 입력된 아날로그 값은 자체 알고리즘을 통해 파형 및 수치 데이터로 변환된다. 이렇게 변환된 데이터는 맥진 모듈과 마찬가지로 전원 및 통신 절연 회로를 거쳐 메인 CPU로 전송되게 된다[11]. ECG 모듈의 사양은 3/5/12리드를 이용하여 Lead I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6까지 파형으로 표현 가능하며, 오차범위 5 bpm 이내의 심박수를 0, 20~300 bpm까지 측정할 수 있다. 또한 리드 연결 실패에 대한 검출이 가능하며, 신체에 부착된 RA와 RL 리드를 이용하여 분당 0~120까지의 호흡을 파형 및 수치로 표현할 수 있다.

본 논문에서 사용코자 하는 PPG 측정 모듈은 상용화되고 있는 Nell-1 SpO₂ 측정 모듈로 정하였다. 이와 함께 PPG를 측정하기 위해서는 호환되는 DS-100A Sensor를 사용하여야 하는데, 센서의 역할은 Nell-1 모듈을 통해 발생하는 발광부 신호를 수신하여 내장된 LED를 구동하고, 반대편에 위치한 수광부에서는 손가락을 통과한 광 신호를 받아 Nell-1 모듈로 전달하는 역할을 한다. 이렇게 전달된 신호는 Nell-1 모듈 내부에 설계되어 있는 하드웨어 및 소프트웨어적 증폭과 필터를 거쳐 디지털 데이터로 변환된다. Nell-1 모듈과 DS-100A 센서는 SpO₂ 측정 모듈 전문 업체인 Nellcor 제품으로 1~100%까지의 혈중 산소포화도 및 20~300 bpm까지 맥박수(Pulse rate) 측정이 가능하며, 센서 단락, 손가락 빠짐 등의 부가 정보 표현도 가능하다. 환자의 손가락으로부터 측정된 혈류 변화량은 시리얼 통신을 이용하여 설계된 프로토콜 형

식으로 변환되어 메인 CPU로 전송되며, 이 데이터들을 이용하여 수치 및 파형을 표시하게 된다. 시리얼 통신 및 전원부는 맥진 및 ECG 모듈과 마찬가지로 절연 회로를 구성하여 관련 의료기기 규격을 만족할 수 있도록 Fig. 6처럼 전체적인 회로를 설계하였다.

맥진과, ECG, PPG를 표현할 모니터링 장치는 Fig. 6과 같이 상용 AC 전원 사용이 가능하며, 리튬 이온 배터리를 장착하여 구급 차량이나 헬리콥터와 같이 이동 중에도 측정 가능 하도록 전원을 설계하였다. 장착된 배터리는 재충전이 가능한 리튬 이온 배터리이며, AC 상용 전원이 인가되면 자동으로 재충전이 될 수 있도록 배터리 충전 회로도 구성하였다. 또한 8.4" Color LCD, Sound 출력 및 각 모듈과의 연동을 위해 메인 CPU는 ARM9(S3C2440)으로 구성하였으며, 앞서 설명한 바와 같이 환자 감시 장치 규격에 의거, 환자와 접촉을 통해 측정되는 모듈은 구동을 위한 전원 및 통신회로를 절연이 될 수 있도록 설계하였다.

측정을 위해 장착된 모듈은 심전도와 호흡 측정을 위한 Mediana 12ch ECG Module, PPG 측정을 위한 Nell-1 SpO₂ Module, 맥과 측정을 위한 맥진 모듈과 혈압 측정을 위한 M3200 NIBP Module을 내장하였다. 또한 데이터 저장, 외부 unit과의 연동 및 메인 CPU의 Software update를 가능하게 하기 위해 USB Memory Stick, SD Card와 같은 저장 장치와 연동이 가능하도록 설계하였다. 마지막으로 환자 정보 입력 및 출력 파형의 크기 조절 등을 위해 간단한 입력부(Knob 및 button)를 추가하였다.

화면 구성은 총 4개의 파형과 6개의 수치 데이터를 동시에 표현할 수 있도록 설계하였다. 첫 번째 Wave 창에는 측정되고 있는 ECG Waveform을 표현할 수 있게 되어 있으며, Lead Button을 이용하여 측정되고 있는 ECG의 Lead를 변경 표시할 수 있도록 설계하였다. 두 번째 Wave 창에는 맥파를 표시하여 상단의 ECG 파형, 하단의 PPG 파형과 연계하여 파형의 변화를 동시에 관찰할 수 있도록 표시하였다. 3번째 창에는 PPG Waveform을 표시하였으며, 마지막으로 4번째 Wave 영역에는 ECG 모듈을 통해 측정된 호흡 파형을 표시할 수 있도록 설계하였다.

수치 데이터들은 각 모듈을 통해 수신된 정보를 화면 우측에 별도의 표시 영역을 두어 맥진 모듈로부터 측정된 맥박수(Pulse rate), 혈중 산소 포화도(SpO₂), 비침습적 혈압(NIBP: Non-Invasive Blood Pressure), 호흡수(Respiration), 맥파전달속도(PWV: Pulse Wave Velocity), 공간맥파전달속도(SPWV: Spatial Pulse Wave Velocity)를 표시할 수 있도록 설계하였다. 또한 특정 메뉴를 두어, Pulse Beep, 알람 소리에 대한 크기 조절 및 각 측정 값에 대한 Alarm Limit 설정이 가능한 메뉴를 구성하였다. 마지막으로 현재 측정하고 있는 환자

의 정확한 데이터 산출을 위해 필요한 환자의 신체적 특징과, 측정 값 출력 시 환자 구분 및 Data 저장에 활용할 수 있도록 환자 정보 입력 메뉴를 별도로 구성하였다.

측정되고 있는 환자 정보는 화면 표시 이외에도 내장된 프린터를 통해 출력 가능하도록 설계하여 다양한 환자들의 정보를 표시 및 보관할 수 있도록 설계하였다. 프린터를 통해 출력되는 데이터는 입력된 환자 이름(ID), 키, 손 크기, 측정 시간 등과 같은 환자의 기본 정보와 Pulse rate, 호흡수, 혈중 산소포화도, NIBP 측정값, PWV, SPWV와 같은 수치 데이터 및 측정되고 있는 ECG, 맥진, PPG 3개의 파형을 동시에 표시할 수 있도록 설계하였다.

IV. 생체 신호 모니터링 장치

모니터링 장치를 통해 입력되는 ECG, PPG 및 맥파의 신호는 각각의 Pulse rate 계산 및 PWV와 SPWV 값을 계산하기 위해 ECG R-peak, PPG 최고점, 맥파의 S파 및 P파를 검출할 수 있도록 Software적인 해석이 필요하다. ECG R-peak 신호는 환자로부터 측정된 ECG 신호를 Hardware적인 증폭과 필터를 통과시켜 내장된 MCU의 ADC로 입력시키면, 이 아날로그 신호에 Software적인 필터에 적용하여 QRS 신호를 검출한다. 이후 최고점 값을 추출하는 알고리즘을 적용하여 R-peak를 검출하게 되고, 이렇게 추출된 R-peak 및 Peak간의 간격은 디지털화하여 시리얼 통신을 통해 Main CPU로 전송되게 된다.

PPG 신호의 경우 ECG 모듈과 마찬가지로 Nell-1 SpO₂ 모듈 자체적인 Hardware 및 Software 분석을 적용하여 최고점, Beep 발생 시점, Pulse rate 등 원하는 데이터를 추출하고, 이를 시리얼 통신을 이용하여 Main CPU 전송한다. 이렇게 산출된 ECG의 R-peak, PPG의 최고점과 연동하여 PWV와 SPWV를 산출하기 위해서는 맥파의 S파(시작파)와 P파(충격파)에 검출이 필요하다. 본 논문에서 설계된 Main Software에서는 이러한 파형 검출을 위해 맥진 모듈로부터 전송된 디지털 값을 수신할 때마다 지정된 링 버퍼에 대입하여, 현재 입력된 값이 기존에 입력된 값보다 작은지 비교한다. 만일 입력된 값이 기존의 값보다 작을 경우 특정 변수에(Min) 대입하고, 클 경우 이전에 대입한 Min 변수의 값을 최소값으로 판단하여 S파를 검출하게 된다. 같은 방법으로 현재 입력된 값이 기존에 입력된 값보다 크지 비교하는 과정을 통해, 입력된 값이 기존의 값보다 크면 특정 변수에(Max) 대입하고, 작을 경우 이전에 대입한 Max 변수의 값을 최대값으로 판단하여 P파를 검출하게 된다. 이렇게 검출된 S파와 P파는 사람의 심장박동 수가 1분에 300회 이상 떨 수가 없다는 점을 감안하여 검출 이후 200 ms(1분 기준 300회의 맥박) 이내에

최소값과 최대값을 검출할 경우 잡음으로 간주하여 표시하지 않도록 설계하였다.

맥파전달속도(PWV) 측정을 위해서는 ECG R Peak가 검출되면 내장 타이머를 구동하여 맥파의 S파가 검출될 때까지의 두 파형간의 시간차(Δt)를 측정하여 이용한다. 심장과 손목과의 거리 차이(l)는 측정에 임하는 사람마다의 차이가 있으므로 측정 인원의 정보를 입력받아 산출하는 방식으로 선택 하였다. 요구되는 거리는 심장에서 요골 동맥까지의 거리인데, 이 거리는 팔 길이에서 손 크기를 뺀 값과 같고, 팔 길이는 사람의 키에 비례하며, 보통 키의 반 정도에 해당하므로 이를 수식으로 표현하면 PWV인 V_p 는 식(1)과 같이 구할 수 있게 된다.

$$V_p = \frac{l}{\Delta t} = \frac{(H_1/2) - H_2}{R_p - H_s} \quad (1)$$

여기서 H_1 는 키 높이를 H_2 는 손 크기로 정의하고, R_p 와 H_s 는 ECG R Peak와 맥진과 S점 각 시간으로 정의한다.

공간맥파전달속도(SPWV)를 구하기 위해서는 PWV와 마찬가지로 분모에 해당하는 맥진파형 peak와 PPG 파형의 peak의 차이 값을 파형 분석을 통해 추출한 각 지점간의 시간 차이(Δt_s)로 나타내고, 거리에 해당하는 손목과 엄지 손가락 끝 사이의 거리(l_s)는 입력된 환자 정보 중 손 크기를 기준으로 계산 할 수 있다. 이를 수식으로 표현하면 SPWV인 V_{sp} 는 식(2)와 같이 구할 수 있게 된다.

$$V_{sp} = \frac{l_s}{\Delta t_s} = \frac{H_2}{H_p - P_p} \quad (2)$$

여기서 H_2 는 손 크기로 정의하고, H_p 와 P_p 는 맥진과 P점 Peak와 PPG파 peak의 각 시간으로 정의한다.

각 파형에 대한 분석이 완료되면 이 값들은 내장된 LCD 구동 chip(DS90CF363A)을 이용하여 Fig. 7와 같이 측정 파형, 수치 데이터 및 기타 정보를 표시하게 된다. 화면의 상단에는 장비 동작 시간과 리튬이온 배터리 잔량이 표시될 수 있게 하였고, 하단에는 시스템 설정 변경, 알람 Limit 변경 및 환자 정보를 입력할 수 있는 메뉴를 구성하였다.

화면의 우측면에는 측정된 수치 데이터들을 Fig. 7(a)과 같이 아래의 순서대로 표시하였다. ① 맥파를 통해 검출된 Pulse Rate, ② 혈중 산소 포화도, ③ NIBP 측정 값(수축기, 이완기, 평균 혈압), ④ 호흡수, ⑤ PWV, ⑥ SPWV. 각 수치 데이터들의 단위는 Pulse Rate와 호흡수는 분당 측정 횟수로, 혈중 산소 포화도는 %로, NIBP 측정 값(수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 혈압)은 mmHg로 PWV와 SPWV는 m/s 단위로 표시하였다. 남은 화면 영역은 4등분하여 첫 번째 창에는 ECG 파형을, 두 번째 창에는 맥진 파형을, 세 번째 창

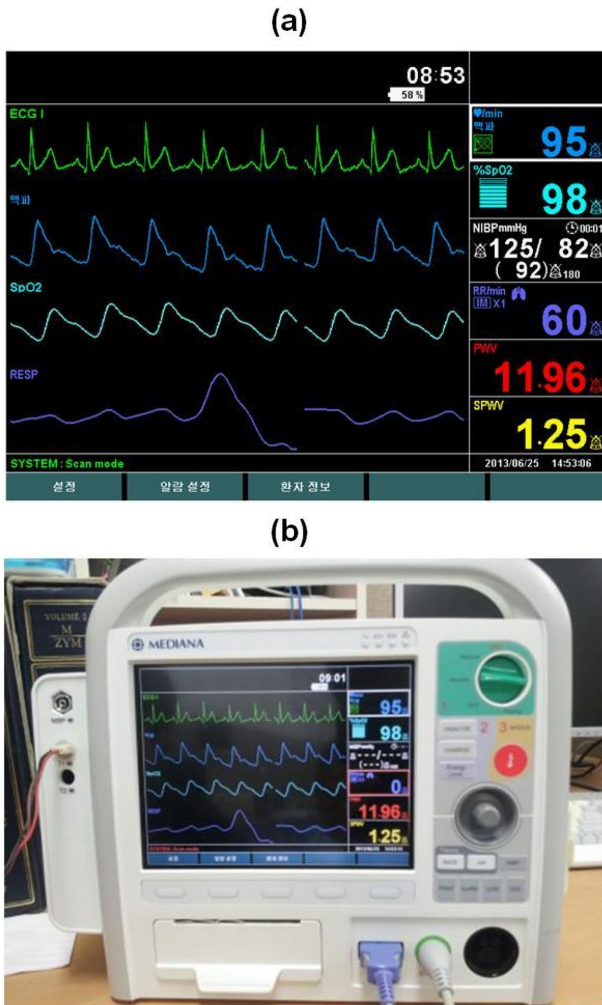


Fig. 7. (Color online) (a) The patient monitor screen measuring for ECG, radial artery pulse, PPG, respiratory pulse, pulse rate, oxygen saturation, NIBP(high and low blood pressure), breathing rate, PWV, and SPWV. (b) The real acquisition status and formation with the patient monitor.

에는 PPG 파형을 표시하였고, 마지막 창에는 호흡 파형을 표시하였다. 맥진 파형과 맥진을 통해 검출된 Pulse rate, PPG 파형과 혈중 산소 포화도 수치, 호흡 파형과 호흡수와 같이 연관성 있는 데이터들은 동일한 색을 적용하여 화면 분석의 가독성을 높였다.

Fig. 7(b)는 입력된 데이터가 장비에 표시되고 있는 모습을 나타내고 있다. 입력 가능한 환자 정보로는, 우선 환자 구분을 위한 ID(이름)를 입력할 수 있는데, 해당 메뉴를 선택하게 되면 키보드 창이 활성화되어 사용자가 원하는 영문 이름을 장비의 우측에 위치한 다기능 손잡이인 노브(knob)를 조작하여 입력할 수 있다. PWV와 SPWV의 정확한 산출을 위해 필요한 환자의 키와 손 크기에 대한 정보 역시 별도의 메뉴를 두어 입력하게 되는데 각 메뉴를 선택하게 되면, 수치 입력 창

이 활성화되고, 마찬가지로 다기능 노브를 이용하여 수치 정보를 입력하면 된다. 입력이 완료 되면 소프트웨어 알고리즘을 통해 PWV와 SPWV 값 계산에 입력된 수치를 적용하게 되고, 계산이 완료된 결과 값이 각각의 창에 표시되게 된다. 입력되는 환자 ID는 영문으로만 가능하며, 키와 손 크기는 cm 단위로 입력하게 되어 있다. 마지막으로 현재 측정되고 있는 환자에 대한 성별을 입력할 수 있게 되어 있어, 향후 다수의 임상 데이터 수집 및 분석을 시행하게 될 경우, 신체적 조건 및 남녀 성별 데이터 구분이 가능할 것으로 예상된다.

환자 정보에 대한 입력이 완료되고 측정이 진행되면 현재 측정되고 있는 환자 정보, 측정 중인 수치 및 파형을 장비 전면에서 위치한 인쇄(Print) 버튼을 눌러 출력할 수 있다. 출력된 용지는 좌측에 환자 정보 및 수치 정보를 표시하고, 우측으로는 현재 측정되고 있는 파형을 실시간으로 표시한다. 표시되는 환자 정보는 환자의 ID(이름), Tall(키), Hand(손 크기) 및 성별을 표시하며, 출력 당시의 시간을 년, 월, 일, 시, 분, 초로 나타낸다. 시간 정보 하단에는 현재 측정되고 있는 맥박수(또는 심박수), 호흡수를 분당 측정 횟수로 표시하고 있으며, 혈중 산소포화도 값을 %로 표시한다. 또한 마지막으로 측정된 NIBP 측정값(수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 혈압)을 mmHg 단위로 표시하고 있으며, 맥파전달속도와 공간맥파전달속도를 m/s 단위로 표시하고 있다.

출력되는 파형의 위치는 LCD 화면에 표시하고 있는 위치와 동일하게 구성하여 첫 번째는 ECG 파형을 두 번째로는 맥진 파형을 세 번째로는 PPG 파형을 출력하고 있다. 각 파형의 시작점에는 해당 파형의 명칭을 표시하고 있으며, 이 중 ECG 파형의 경우 사용자가 측정 당시 Lead를 변경할 경우 ECG I, ECG II, ECG III와 같이 변경된 Lead 정보를 표시하게 되어 있다. 또한 출력 파형의 제일 하단에는 3초 단위로 측정 시간을 시, 분, 초 단위로 표시하여 각 파형의 실시간 분석이 가능하도록 하고 있다.

V. 결 론

요골 동맥의 중앙에 위치한 “관”이란 곳에 영구자석을 부착하여 맥의 움직임에 따라 발생하는 자기장의 변화를 측정할 수 있는 홀 센서를 이용해 개발된 집게형 맥진기를 심전계(ECG)와 광용적맥과계(PPG)와 연계하여 심전도파와 맥파를 동시 측정하였다. 특히 홀센서가 구비된 집게형 맥진기 모듈을 접목시켜 맥진 파형과 파생된 한양방 융합의료 생체정보 수치 데이터들을 가시화하였다. 맥진 모듈과 각 파형간의 상관관계를 맥파전달속도 (PWV)와 공간맥파전달속도 (SPWV) 값으로 표현하여 실시간으로 각 인자들 간의 상관관계를 분석할 수 있는 양한방 협진 모니터링 장비를 설계하였

다. 본 연구를 통해 개발된 장비는 한방과 양방의 의료용 저장 매체와 새롭게 시도되거나 융합 연구되고 있는 동맥류 및 말초 혈관 특성 파악과 관련한 연구와 환자감시장치 응용에 큰 기여를 할 수 있을 것으로 예상된다.

감사의 글

이 논문은 2012년도 정부(보건복지부)의 재원으로 한의약 선도기술개발사업의 한방의료기기개발과제(B100030) 지원을 받아 수행된 것이며 2013년도 정부(중소기업청)의 재원으로 중소기업 계약학과 석사과정 의료부품 및 신소재 전공 응용 전자공학과 지원사업으로 수행된 연구입니다.

참고문헌

- [1] E. Ramsden, Hall-Effect Sensors: Theory and Application, 2nd ed.; Newnes, Oxford, UK (2006).
- [2] R. S. Popovic, Hall effect Devices, 2nd ed.; IOP Publishing Ltd., London, UK (2004).
- [3] A. Fronck, R. W. Barnes, and D. S. Sumner, Noninvasive Diagnosis in Vascular Disease Appleton Davies, Pasadena, CA, USA (1989).
- [4] Q. Yu, J. Zhou, and Y. C. Fung, Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. **265**, 52 (1993).
- [5] L. Allen, Physiol. Meas. **28**, R1 (2007).
- [6] K. H. Shelley, Anesth. Analg. **105**, S31 (2007).
- [7] T. H. Kim, Y. B. Park, Y. J. Park, D. H. Kim, W. H. Park, J. K. Park, K. C. Kim, G. W. Kim, J. Y. Choi, K. K. Lee, and K. S. Keum, Bio-functional medicine, Kunja Press (2006).
- [8] M. F. P. O'Rourke, R. P. Kelly, and A. P. Avolio, The Arterial Pulse, 1st ed.; Lea & Febiger, Philadelphia, USA (1992).
- [9] J. C. Bramwell and A. V. Hill, Proc. R. Soc. Lond. **93**, 298 (1922).
- [10] D. H. Nam, W. B. Lee, Y. S. Hong, and S. S. Lee, Sensors **13**, 4714 (2013).
- [11] D. H. Jang, D. B. Kim, S. G. Choi, and S. S. Lee, J. Kor. Magn. Soc. **22**, 130 (2012).
- [12] T. K. Kim, MS Thesis in Dept. of Applied Electrical Engineering, Sangji University 2012. Aug.
- [13] R. Asmar, A. Benetos, G. London, C. Hugue, Y. Weiss, J. Topouchian, B. Laloux, and M. Safar, Blood Press. **4**, 48 (1995).
- [14] P. A. Shaltis, A. T. Reisner, and H. H. Asada, IEEE Trans. Biomed. Eng. **55**, 1775 (2008).
- [15] S. S. Lee, J. G. Choi, I. H. Son, K. H. Kim, D. H. Nam, Y. S. Hong, W. B. Lee, D. G. Hwang, and J. R. Rhee, J. Magnetics **16**, 449 (2011).
- [16] D. H. Lee, MS Thesis in Dept. of Applied Electrical Engineering, Sangji University 2013. Aug.

Development of Oriental-Western Fusion Patient Monitor by Using the Clip-type Pulsimeter Equipped with a Hall Sensor, the Electrocardiograph, and the Photoplethysmograph

Dae-Hui Lee

*Department of Applied Electrical Engineering, Small Businesses Contract, Sangji University, Wonju 220-702, Korea
Mediana Co., Ltd., Dongwha Medical Instrument Complex, 1650-1, Wonju 220-801, Korea*

Yu-Sik Hong

Department of Computer Science Engineering, College of Science and Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

Sang-Suk Lee*

Department of Oriental Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

(Received 20 July 2013, Received in final form 15 August 2013, Accepted 20 August 2013)

The clip-type pulsometer equipped with a Hall sensor has a permanent magnet attached in the “Chwan” position to the center of a radial artery. The clip-type pulsometer is composed of a hardware system measuring voltage signals. These electrical bio-signals display pulse rate, non-invasive blood pressure, respiratory rate, pulse wave velocity (PWV), and spatial pulse wave velocity (SPWV) simultaneously measured by using the radial artery pulsometer, the electrocardiograph (ECG), and the photoplethysmograph (PPG). The findings of this research may be useful for developing a oriental-western biomedical signal storage device, that is, the new and fusion patient monitor, for a U-health-care system.

Keywords : Hall sensor, clip-type pulsometer, photoplethysmograph (PPG), electrocardiograph (ECG), oriental-western fusion, pulse wave velocity (PWV), spatial pulse wave velocity (SPWV)