≪연구논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society, Volume 22, Number 4, August 2012 http://dx.doi.org/10.4283/JKMS.2012.22.4.136

ECG 파형과 홀소자 맥진파형으로 동시 측정한 맥파전달속도 특성 연구

유재영
(주)메디아나, 강원 원주시 문막읍 동화리 동화의료복합단지, 220-801

최슬기 · 김담비 · 이상석*
상지대학교 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

(2012년 7월 9일 받음, 2012년 8월 10일 최종수정본 받음, 2012년 8월 14일 게재확정)

본 연구에서는 집게형 맥진기와 심전도계를 이용하여 전기적인 심전도 파형과 요골동맥파형을 동시 측정하여 얻은 맥파전달속도를 분석하였다. 두 신호의 동시 측정에 의한 맥파전달속도는 평균 6 m/s의 값을 보여 주었으며, ECG 파형과 홀소자 맥진파형으로 동시 측정한 방법은 기존 방법들 보다 정확하게 맥파전달속도를 측정할 수 있는 새로운 방법임을 입증하였다. 따라서 이 결과는 한방의료기기인 맥진기에서 측정된 데이터를 임상적으로 활용할 수 있음을 보인다.

주제어 : 맥파전달속도, 맥파전달시간, 심전도(ECG), 요골동맥파, 맥진기

I. 서 론

혈압, 맥박, 혈류속도, 맥파전달속도 등의 생체신호를 측정하기 위한 센싱기술은 병원 외부에서 이들 신호를 측정한 후 온라인 네트워크를 통한 원격서비스를 이용하여 운동, 식이, 투약 등 질병을 지속적으로 관리하거나, 건강증진을 위한 서비스, 운동선수들의 효과적인 운동량 및 건강상태를 관리할 수 있는 중요한 수단이다[1-3].

현재 개발된 센서들은 정확도가 다소 떨어지고, 측정 가능한 시공간의 제약이 따르는 불편함이 있다. 특히 혈압 및 맥박의 경우 가압에 따른 불편한 압박감 없이 측정이 불가능한 실정이며, 정확도가 현저히 낮은 수준이다. 생체정보의 정확도가 신뢰되지 않으면 의료행위의 기초 판단자료로 사용되어질 수 없으므로 정확한 측정은 U-Health의 정착을 위한 필수 전제조건이다[4].

현재 동맥을 통해 측정하는 인자들은 의료기기를 이용하여 객관적인 실험과 연구를 진행한 서양에서 정립시킨 지표로 동양의 맥진법에 있는 측정인자를 포괄하지는 못하고 있다. 따라서 동양의 맥진법에 대한 실험 및 연구가 이루어 질 수 있도록 기존 양방의료기기와 융합적으로 측정하여 측정된 데이터의 객관성을 높일 수 있는 연구가 필요하다.

운동성이 보장된 휴대형 의료기기에 대한 연구는 많이 이루어지고 있으나 아직 초기단계에 있는 상태이며, U-Health를 위해서는 이동성과 소형화가 필수적인 요소이나 이에 대한 개발이 미흡한 실정이다. 또한 노약자 및 만성질환자 등의 혈압 및 맥박 등의 생체신호를 측정 후 측정된 데이터 분석을 통해 이상발생 및 치료가 필요한 사용자에게 치료 및 서비스를 제공하는 시스템의 개발은 개념 정립단계에 있다고 할 수 있다.

압력센서를 사용한 맥진기는 상용화되고 있으나 소형화 및 이동성을 보장할 수 없어 U-Health를 위한 사업화가 어려운 단점이 있다. 현재 사업화 되어 있는 대부분의 맥진기는 관부위에 접촉하는 하나의 센서 또는 촌관척 3개 부위에 접촉하는 3개의 센서를 사용하는 관계로 센서를 정확한 위치에 놓지 않을 경우 최적의 신호를 얻을 수 없는 단점이 있다. 또한 종래의 혈압 및 맥박측정기는 대부분 강체로 이루어진 센서를 이용하고 있어 맥박 측정중 피부의 특정 지점에 상당히 강한 압력을 주고 있어 통증유발 및 공포감을 유발할 수 있어 이에 대한 기술적 보완이 필요한 실정이다.

본 연구에서는 소형 영구자석이 손목의 요골 돌출부에 고정되어 상층부에 자성센싱 반도체 홀소자가 장착된 손목착용 집게형 맥진기를 이용하여 측정한 요골동맥의 맥파를 분석하는 시제품을 사용하였다. 이를 ECG(Electrocardiograph) 기기와 연계하여 맥파와 심전도를 동시 측정하는 기기를 개발하고, 맥파와 심전도를 분석한 맥파전달속도 특성을 연구하였다. 즉, ECG 를 측정하는 기기인 환자감시기 심전계와 홀소자가 비침습(non-invasive) 의료용 맥진센서로 장착된 비가압형(cuffless type) 집게형 맥진기를 사용하여 심전도파형과 맥진파형을 동시 측정하였고 그 분석결과로 얻은 맥파전달속도 특성을 연구하였다.

II. 영구자석과 자성 홀소자를 이용한 집게형 맥진기

본 연구에 사용한 집게형 맥진기 시제품은 영구자석, 홀센서, 측정 부분, LED, 디스플레이, USB port, 스위치 부분으

*Tel: (033) 730-0415, E-mail: sslee@sangji.ac.kr

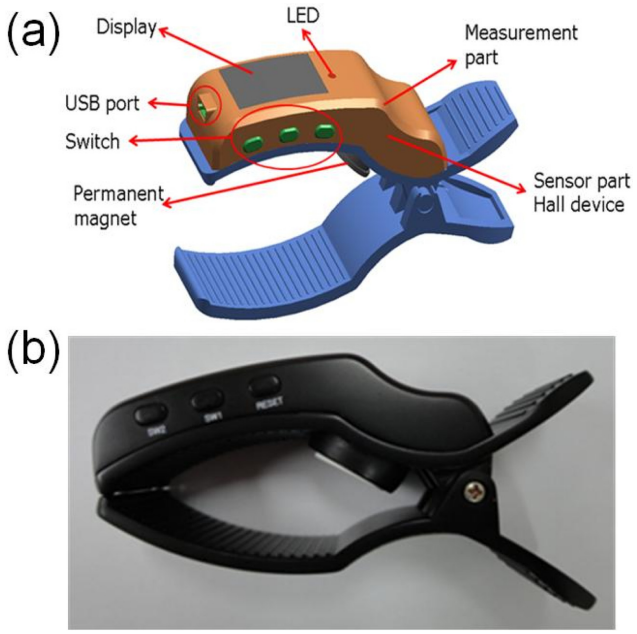

Fig. 1. (Color online) (a) A schematic and (b) real measuring feature of side view for a clip-type pulsimeter equipped with a Hall effect device passed signals through the voltage detecting hard ware system.

로 구성된 것을 Fig. 1에 보여주고 있다. 특히 피부를 국소적으로 누르지 않기 위하여 피부 접촉 부분의 표면재질로는 탄성이 좋은 라텍스 고무를 이용하였다. 지름 2 mm, 높이 1 mm 크기의 원통모양이고, 표면에서의 자기장이 약 300 Oe인 영구자석은 탄력 있는 고무의 중심 위치에 자리해 에폭시로 고정시켰다. 즉, 영구자석의 원판 중심이 요골동맥의 "관" 부분에 위치하고 고르게 늘어난 상태의 라텍스 고무는 손목 피부 접촉면을 둘러싸게 하였다. 요골동맥의 피부와 접촉한 원통형 영구자석은 맥박의 진동에 따라 쉽게 위치가 움직일 수 있게 되어 있다. 본 실험에 사용된 집게형 맥진기의 핵심 부품인 홀 효과 소자와 자석 사이 변위는 2.5 mm이다. 1 mm 이내에 1개의 영구 자석이 동맥 맥박에 있는 맥박 높고 낮은 진동에 의하여 상하로 움직인다[1, 3-5].

집게형 맥진기에서 획득한 맥진파형의 입력신호를 자동적인 0의 설정, 노이즈 제거, 1000 points/s의 출력 데이터를 획득하여 PC에서 분석할 수 있는 비쥬얼(visual) C^{++}프로그램이 내장되게 설계하였다. 즉, 시간에 따른 맥진파형에서 두드러진 한 점이 어디인지 선택한 후 집게형 맥진기를 통해 검출된 5개 이상의 반복되는 맥파신호를 정하여 본 연구팀에서 자체 개발한 사용자 메뉴얼으로 계산할 수 있었다.

III. 맥파전달시간(PTT)과 맥파전달속도(PWV)

맥파전달시간(Pulse Transit Time; *PTT*)은 순환기계에 있어 혈관의 긴장도 또는 유순도를 측정하는 맥파전달속도(Pulse Wave Velocity; *PWV*) 측정법의 일부로서 순환기계 연구에 널리 사용되는 방법이다. 맥파전달시간은 압력파가 대동맥 판막으로부터 말초 부위까지 전달되는 시간이며, 혈관 탄성도(elasticity)의 반대 개념인 유순도(compliance)와 신전성에 비례하며 혈관의 거리, 구경, 혈관 벽의 구조적 특성에 의존적이다[6, 7]. 또한, 혈관계 질환, 당뇨, 노화 등에 따라 동맥 직경이 경직되므로 *PTT*는 감소하게 된다.

맥파전달시간(*PTT*)을 측정하기 위해 사용되는 일반적인 방법으로는 측정하고자 하는 두 지점을 선택한 후, 두 개의 압력센서 또는 압전소자를 이용하는 방법, 두 지점에 전극을 부착하여 임피던스 변화를 측정하는 방법, 두 지점에 광센서를 부착하여 측정하는 방법, 심전도와 압력센서를 이용하는 방법 등이 있다. *PWV*는 심박출 시작점에서 측정지점까지 거리에 *PTT*를 나눈값으로 정의되므로 *PTT*에 반비례한다. 탄성이 좋은 혈관은 혈관이 부드럽고 탄성이 좋아 맥파의 파동을 흡수하여 맥파전달속도가 늦어진다. 딱딱하고 좁은 혈관은 혈관이 경화되고, 콜레스테롤 등에 의해 혈관 내경이 좁아져 맥파의 파동을 흡수하지 못해서, 맥파전달속도가 빨라진다.

본 논문에서는 *PPT*와 *PWV*를 측정하기 위해 Fig. 1처럼 심전도 파형과 요골동맥파형를 함께 사용하였으며, 요골동맥파형을 측정하기 위해 홀센서를 이용한 맥진기를 사용하였다.

Fig. 2에 표시된 심전도 파형에서 R_P점을 검출하고, 맥진기를 이용하여 측정된 요골동맥 맥파에서 기시점(H_P)을 검출한다. R_P점으로부터 요골동맥 맥파의 기시점까지의 시간차이가

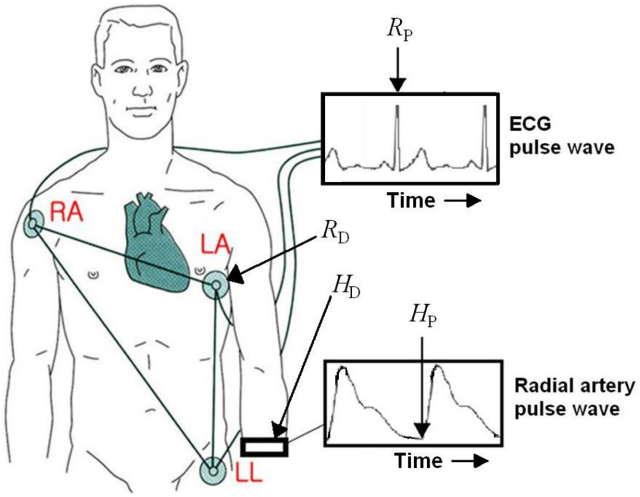

Fig. 2. (Color online) Configuration of ECG and radial artery pulsimeter for the measurement of *PWV*. Here R_P, R_D, H_P, and H_D are maximum peak of ECG pulse wave, distance of heart position, starting point of radial artery pulse wave, and distance of radial wrist position, respectively.

맥파전달시간이 된다[6, 7].

IV. 맥진파형의 획득

요골동맥에서 생성된 맥진파형을 얻기 위해 가까운 피부표면에 영구자석을 밀착시켜 요골동맥의 수직 변위에 따라 자석의 위치가변하게 되면, 자석의 변위에 따라 일정거리에 있던 센서에 받아들여지는 자기장의 세기도 변하게 된다. 센서는 자기장 변화를 전압신호로 변환하게 되는데, 이때 노이즈 신호도 같이 변환된다. 그래서 변환된 신호를 아날로그 필터를 통해 필터링하고, 필터링 된 신호를 증폭시켜 프로세서에 내장되어있는 A/D Converter로 보내 아날로그 신호를 디지털로 바꾸어 수치화된 신호를 축적하게 된다. 맥파 신호를 디지털 신호로 샘플링 한 후 여러 차례의 미분을 거쳐 구역을 나누고 특징 점의 위치를 찾아 맥박 수 및 시간계산을 한다.

자기장센서인 홀소자는 자기장의 세기에 선형적인 특성을 갖고 있으면서 감도가 우수한 Allegro사의 A1395 Linear Type을 사용하였다. 입력전압 V_{CC} 범위 내에서 $V_{CC}/2$ V를 기준으로 극성에 따라 0.1~3.2 V까지 자기장의 세기에 선형적으로 비례한 신호를 내보내며 10 mV/G의 감도를 갖는다. 본 연구에서 사용한 전원은 3.3 V로 V_{CC}에 대입하여 계산하면 155 G까지의 센싱이 가능하다. 그러므로 자석과 센서사이거리는 자석의 자기장 세기가 155 G 이하 값을 갖는 거리로 선정을 하여야 한다[5]. A/D Converter에서 받은 데이터는 아날로그 필터를 거쳤지만 여전히 노이즈 성분이 남아있다. 따라서 프로세서의 디지털 필터를 설계하여 노이즈를 제거하는 필터링을 거쳤다. 사용한 디지털 필터는 이동평균필터로 로우패스필터를 사용하여 노이즈 성분을 Fig. 3(a)처럼 제거하였다. 이동평균필터는 인접하는 50개 데이터의 평균으로 값을 다시계산 하였다. 필터로 노이즈를 최소화하기위해서는 필터의 넓이를 늘여야 하지만 필터의 넓이가 넓을수록 데이터의 왜곡은 심해진다. 그래서 적절한 필터의 넓이를 정해야한다[4, 5].

필터링 된 맥파신호를 한 주기씩 구간을 나누고 신호 파형의 특징 점들을 찾기 위해 Fig. 3(b)와 같이 맥파신호를 1차 미분한다. 1차 미분 값 중 양의 값을 갖는 값들의 평균을 구하고 평균값 보다 커지기 시작하는 부분들로부터 맥파 각각의 구역을 나눈다. 나누어진 구역의 값들을 비교하여 Fig. 3(c)과 같이 구역 내의 최댓값을 찾는다. 최댓값의 위치는 시간정보인 배열 번호를 저장하고 필요시에 배열 번호로 위치를 찾아 사용한다. 최저점을 찾기 위해서는 Fig. 3(d)와 같이 최댓값들을 구역으로 하고 구역별로 값들을 비교하여 최저점을 찾는다. 최저점의 위치도 최댓값과 마찬가지로 시간정보인 배열 번호를 저장하고 필요시에 배열 번호로 위치를 찾아 사용한다.

측정된 맥파신호의 데이터와 분석하고 계산된 맥파의 특징점 및 1차, 2차, 3차 미분파형 데이터들은 시스템 하드웨어로 전송이 가능하다. 프로세서에 내장되어있는 UART통신 모듈을 이용하여 시리얼통신이 가능하며, 시스템 하드웨어에 간편한 연결을 위해 USB통신으로 변환하여 USB단자를 이용하여 데이터 전송이 가능하게 했다[5, 11].

V. 심전도 파형의 획득

심전도란 심장이 수축함에 따라 심박동과 함께 발생하는 전위차를 곡선으로 기록한 것이다.

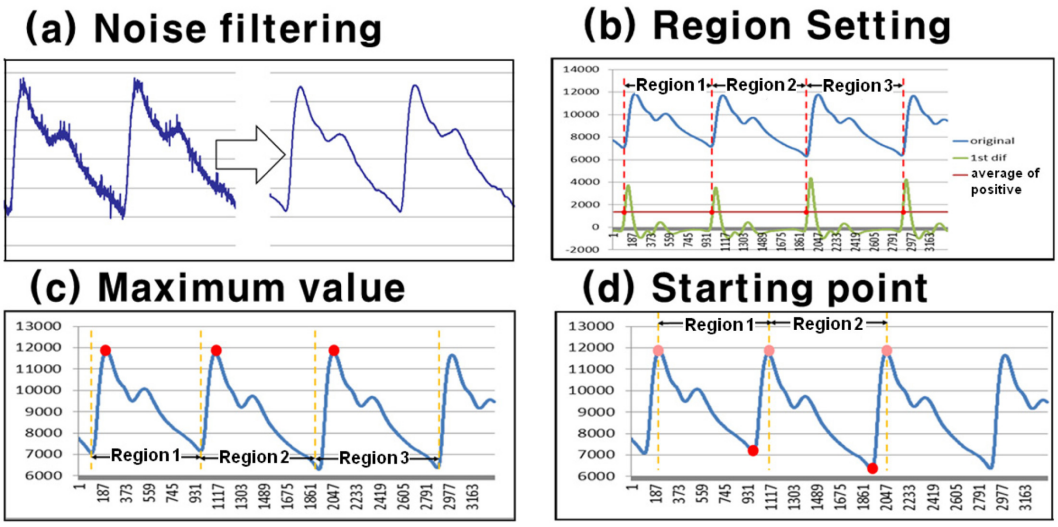

Fig. 3. (Color online) Setting processes of (a) noise filtering, (b) region setting, (c) maximum value, and (d) starting point for the acquisition of radial artery pulse waves.

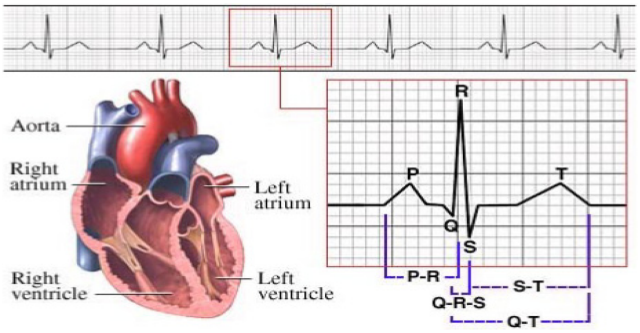

Fig. 4. (Color online) A feature of human heart and typical recorded ECG waveforms.

Fig. 4의 심장은 자동적, 율동적인 수축을 한다는 점에서 생체내의 다른 부분의 근육에 비해 특이하다. 심장근육의 수축은 생명체의 전기를 공급하는 발전기와 같다[9]. 즉, 수축을 일으키는 원동력이 심방의 동방결절에서 발생되는 미세한 전류인 것이다. 이 미약한 전류가 심장근육을 통하면서 신체 내에 전류가 흐르게 되고, 이 전류를 신체의 표면에서 기록할 수 있게 된다. 이를 기록하는 장치를 심전도계(Electrocardiography)라 하고, 기록된 심전도인 ECG 파형은 Fig. 4에서 보여주었다.

심장의 특수한 근섬유는 신경계에 영향을 받지 않고 심장의 활동을 스스로 조절하며, 이러한 조절능력은 내인성 요인(intrinsic factors)에 의해 조절된다. 이러한 조절능력을 가진 특수한 계통을 전도계라고 한다. 심장에서 전기적 자극은 우심방 벽에 위치한 동방결절(SA-node : sinoatrial node)에서 시작되며, 이러한 전기자극은 심실로 직접 전달되지 못하고, 방간중격(interatrial septum)에 위치한 방실결절(AV-node : Atrioventricular node)를 거쳐 방실속(bundle of His)으로 전달된다. 방실속으로 전달된 자극은 푸르키니에섬유 (Purkinje fiber)를 지나 심실의 근섬유를 자극하여 심실을 수축하게 한다. 이때 심전도 상에 QRS파를 생성하고, 재분극을 하여 T파를 만들면서 심실이 이완하게 된다. 심장이 활동하는 동안의 전기적 자극을 기록한 그래프를 심전도라고 하며 일반적으로 12유도(lead)를 사용하여 기록한다. 안정 시 심장근육 세포의 안쪽은 음전극(negative charge)을, 바깥쪽은 양전극(positive charge)의 분극상태를 유지한다. 이러한 분극상태는 소디움(Na+)이 세포막으로 이동하면서 깨지게 되어 탈분극(depolarization)이 시작되고, 이때 심근의 수축이 일어나게 된다. 심전도 상에는 구별할 수 있는 세 가지의 파장이 형성된다[8-10].

한편, 심박수의 측정원리는 측정된 심전도 신호 중 QRS 파형으로부터 심박수를 계산한다. 이전에 검출된 QRS의 위치와 새롭게 검출된 QRS 위치와의 시간을 RR이라 하면 심박수는 1/RR 이 된다. 표시되는 심박 수는 5번의 평균을 계산하여 6개의 QRS파형마다 새롭게 계산된 값으로 표시된다.

VI. ECG-요골동맥파형-PPG 동시 측정과 분석

심장 수축시 대동맥에 압력파가 발생하며, 이 압력파는 대동맥을 따라서 요골동맥으로 전달된다. 요골동맥에 도달하는 압력맥파는 심장에서 요골동맥까지의 거리에 따라서 도달시간에 차이가 있어 이 압력맥파가 전달되어 온 거리를 도달시간의 차이로 나눈 것으로 표시하는 방법이 맥파전달속도(*PWV*; pulse wave velocity)이다. 대체적으로 근위부에서 말초부위까지 0.8 m의 거리를 맥파가 도달하는데 약 0.25초가 걸렸다고 하면 맥파속도인 *PWV*는 3.2 m/s가 된다. 보통 심장으로부터의 좌우 요골동맥의 거리가 다르면 5 cm 정도 차이만 고려할 수 있으므로, 임상적으로 널리 알려진 동맥경화가 진행되면 동맥의 탄성도가 감소하고 경직도가 증가하여 혈류 및 *PWV*가 빨라지는 데서 심장을 중심으로 하여 좌우 혈관길이의 차이가 무시할 수 있음이 타당하다고 볼 수 있다.

한편 혈관 직경의 크기에 따라서 혈류의 속도는 차이가 있다. 이미 알려진 바와 같이 혈류속도는 대동맥에서 약 50 cm/s, 모세혈관에서는 약 0.5 mm/s, 대정맥에서는 약 25 cm/s이다. 모세혈관은 여러 곳으로 갈라져 있으므로 총 단면적이 넓어져 혈류속도가 느려진다. 심박출량은 안정시에 약 5 *l*/min이며 온 몸을 순환하는데 걸리는 시간은 약 50~ 60 s 걸린다. 이것은 심장의 수축력, 심장 박동수, 혈액의 점성, 혈액량 등 여러 요인과 그리고 성별, 몸의 자세, 바깥 온도 등 혈관계 이외의 요인에 따라 항상 달라진다.

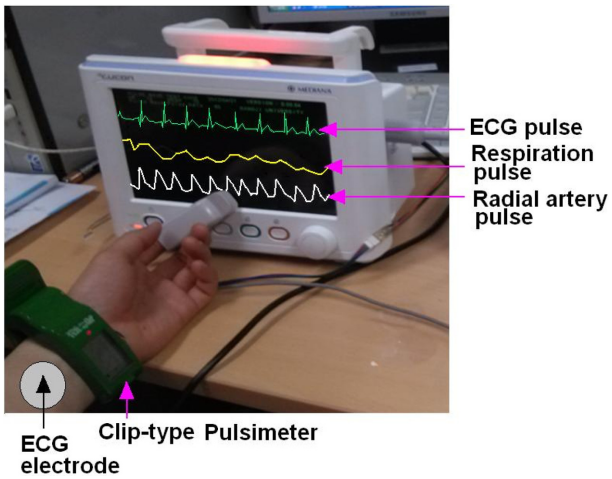

Fig. 5. (Color online) Real picture of simultaneous measurement for ECG pulse and respiration pulse by using patient monitor made by Mediana Co., Ltd., and radial artery pulse by using Hall device clip-type pulsimeter.

본 연구의 실제 측정시스템은 Fig. 5에서 보인다. 심전도 전극으로 얻은 EEG 파형과 홀소자가 장착된 집게형 맥진기로 측정한 요골동맥의 맥진파형(PRG; Pulseradialgraph)과 PPG 혹은 SPO_2의 용적맥파형을 동시에 비교하였을 때 두 파형의 피크값들이 시간차로 나타난다. Fig. 5의 화면에 보여준 EEG와 PRG 두 파형의 시간차를 피실험자의 심장과 손목 사이의 거리로 나눈 값으로부터 맥파전달속도로 측정할 수 있다. 이러한 임상 실험결과를 통계적으로 분석하면 추정혈압과의 상관관계도 유도할 수 있다.

PC에 내장된 소프트웨어는 실험에서 얻은 데이터들을 RS-232 통신 포트를 통해 115,200 bps 전송속도로 하드웨어에 전송하고, 전송 받은 실험 데이터를 화면에 표시하고 저장한다. 또한 하드웨어로 전송되는 데이터를 그래프로 실시간 Display 하여 측정 된 데이터의 상태를 점검할 수 있도록 하였으며, 저장하고 싶은 순간에 파형 분석을 위한 엘섹 파일의 형태로 저장할 수 있도록 설계하였다. 이러한 PC 소프트웨어를 이용하여 획득한 파형은 Fig. 5와 Fig. 6에 나타내었다.

VII. 맥파전달속도 측정 및 분석

맥파전달속도 측정에 대한 임상시험의 대상자는 상지대학교 한방의료공학과 학부학생과 대학원생 및 교직원 40명이었으며 나이는 20대 초반으로 분포되게 하였다. 실험방법은 편안하게 앉은 자세를 취하고 심전도 전극은 3개를 표준 사지유도를 유도 I, 유도 II, 유도 III가 되도록 부착하여 심전도 파형을 획득하고, 동시에 손목 요골동맥의 "관" 점에 자석이 닿게하여 맥파신호가 가장 크게 나타나게 집게형 맥진기를 착용하였다. 동시에 측정된 파형은 Fig. 6에 나타냈으며, 아래의 식(1), (2)에 나타난 맥파전달시간(*PTT*)와 맥파전달속도 *PWV* 값을 얻는데 피측정자의 심장과 손목 사이 길이를 필요한 두 파형의 피크값의 차이를 시간으로 환산하여 대입하였다.

$$PTT = R_P - H_P \tag{1}$$

$$PWV = \frac{R_D - H_D}{PTT} \tag{2}$$

여기서 R_P, H_P, R_D, H_D은 각각 Fig. 2에 표시된 것과 같이 ECG의 피크점 시간, PRG 시작점 시간, 심장의 출발지점 거리, 손목지점의 거리이다. *PTT*는 ECG 파형의 피크값과 요골동맥파의 시작값의 시간차이다. 실제로 *PTT*는 Fig. 6에서 ECG의 피크점과 PRG의 시작점인 최소값 사이의 시간차 5개를 평균한 값으로 정하였다.

20대 40명에 대한 혈류속도를 최고혈압과 최저혈압의 크기

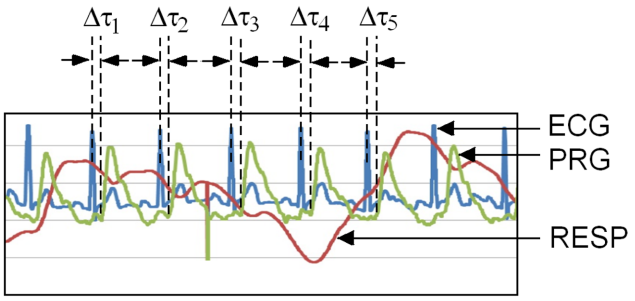

Fig. 6. (Color online) ECG, PRG, RESP signals obtained by the simultaneous measurements from ECG meter and clip-type pulsimeter mounted with I, II, III and axis for the standard (anode) limb lead and a left hand wrist, respectively. Here $\Delta\tau_i$ is time interval measured from i th phase difference of two pulse waveforms.

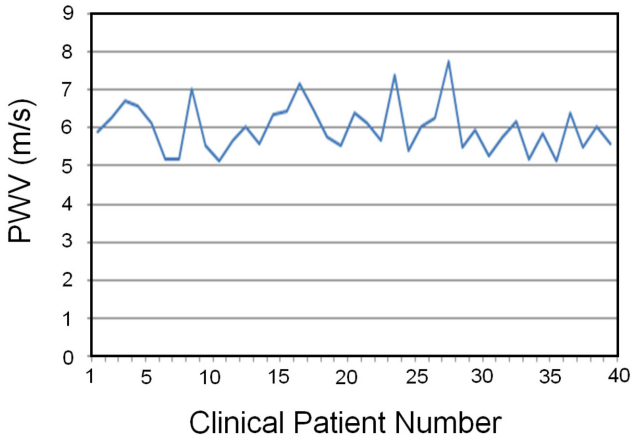

Fig. 7. (Color online) The analysis of *PWV* from clinical 40 participants. The average value of *PWV* is about 6 m/s.

순서에 따라 분석한 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 각 임상 참가자들의 생체 정보를 추출한후 ECG와 PRG 맥파의 파형만 비교하여 *PWV*를 구하였으며 데이터의 최소단위는 4/1000초 단위로 추출하여 오차를 최소화 하였다 모든 임상참여자의 맥파전달속도는 Fig. 7과 같다.

Fig. 7의 결과로 볼 때, 집게형 맥진기와 심전도계를 동시 측정하는 시스템으로 얻은 제 3의 데이터인 맥파전달속도를 측정한 결과는 5~7 m/s 범위 안에 분포하였으며, 평균은 6 m/s로 기존의 값과 근사적인 값을 보였다. 맥파전달속도가 혈류속도와 더불어 기존의 생체신호 측정기에 중요한 지표로 추가하여, 일반사람들의 일중의 건강관리와 환자들의 생체신호 감시에 도움을 줄 수 있다는 큰 의미를 내포하고 있다.

IX. 결 론

본 실험은 기존맥진기의 강점과 가장 대중적인 생체신호인 심전도계를 같이 이용하여 좀 더 정확한 맥파전달속도를 구

하여 한방의료기기에서 측정된 데이터를 임상적으로 활용할 수 있도록 하였다. 연구 실험방법은 전기신호인 ECG 파형을 기준점으로 요골동맥파형을 측정하는 맥진기와의 동시측정으로 요골 동맥까지의 맥파전달속도를 좀 더 정확하게 측정하였다.

집게형 맥진기와 심전도계를 동시 측정하는 시스템으로 얻은 제 3의 데이터인 맥파전달속도를 측정한 결과는 5~7 m/s 범위 안에 분포하였으며, 평균은 6 m/s로 기존의 값과 근사적인 값을 보여 주었으며 오히려 기존 방법들보다 더욱 정확한 맥파전달속도를 측정할 수 있는 방법이라고 여길만한 결과들이 도출되었다.

감사의 글

이 논문은 보건복지부의 지원을 받아 각각 수행하고 있는 2012년도 3차년도 한의약선도기술과제의 한방의료기기 개발과제(B100030), 중소기업청 대학원 계약학과 지원사업의 석사학위 논문 지원사업, 상지대학교 교내연구비(2011년), 한방의료공학과 특성화 지원사업(2012년)에 의해 이루어진 연구결과입니다.

참고문헌

[1] S. S. Lee, D. H. Nam, Y. S. Hong, W. B. Lee, I. H. Son, K. H. Kim, and J. G. Choi, Sensors **11**, 1784 (2011).
[2] P. A. Shaltis, A. T. Reisner, and H. H. Asada, IEEE Trans. Biomed Eng. **55**, 1775 (2008).
[3] M. C. Ahn, J. G. Choi, I. H. Son, S. S. Lee, and K. H. Kim, J. Kor. Mag. Soc. **20**, 106 (2010).
[4] S.-S. Lee, I.-H. Son, J.-G. Choi, D.-H. Nam, Y.-S. Hong, and W.-B. Lee, J. Kor. Phys. Soc. **58**, 349 (2011).
[5] I.-H. Son and S.-S. Lee, J. Kor. Mag. Soc. **21**, 104 (2011).
[6] M. F. P. O'Rourke, R. P. Kelly, and A. P. Avolio, The Arterial Pulse, 1st Ed., Lea & Febiger: Philadelphia, PA, USA (1992).
[7] J. C. Bramwell and A. V. Hill, "The velocity of the pulse wave in man", Proceedings of the Royal Society, London (1922) pp. 298~306.
[8] A. Fronek, Noninvasive diagnosis in vascular disease, McGraw Hill, New York (1989).
[9] R. Asmar, A. Benetos, G. M. London, C. Hughe, Y. Weiss, J. Topouchian, B. Laloux, and M. Safar, Blood Pressure **4**, 48 (1995).
[10] Q. Yu, j. Zhou, and Y. C. Fung, Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. **265**, 52 (1993).

Characteristics of Pulse Wave Velocity by the Simultaneously Measured ECG Waveform and Hall Device Radial Artery Waveform

Jae-Young Yoo
Mediana Co., Ltd., Dongwha Medical Instrument Complex, 1650-1, Dongwha-ri Munmak-eup, Wonju-si, Gangwon-do 220-801, Korea

Suel-Gi Choi, Dam-Bee Kim, and Sang-Suk Lee*
Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Woosan-dong, Wonju-si, Gangwon-do 220-702, Korea

(Received 9 July 2012, Received in final form 10 August 2012, Accepted 14 August 2012)

In the this research, two simultaneous peaks of radial artery pulse wave and ECG pulse wave measured by using clip-type pulsimeter and ECG were investigated in order to analyze pulse wave velocity. The measured value of a pulse wave velocity is about 5~7 m/s, it is proved one new method to measure an exact value of pulse wave velocity more than the typical biomedical signal monitoring system. This result implies that data measured by the oriental medical diagnosis apparatus as pulsimeter is clinically used in future.

Keywords : pulse transfer time, pulse wave velocity, electrocardiograph (ECG), radial artery pulse, pulsimeter