ISSN (Print) 1598-5385
ISSN (Online) 2233-6648
≪연구논문≫ Journal of the Korean Magnetics Society 24(5), 146-151 (2014) http://dx.doi.org/10.4283/JKMS.2014.24.5.146

Analysis of Pulse Waveform and Pulse Wave Velocity of Carotid Artery and Radial Artery by Using Clip-type Pulsimeter Equipped with Permanent and Hall Device

Dong-Young Kim and Sang-Suk Lee*
Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

Seog-San Hyeon
IRUMEDI (Ltd.), Ilsandonggu Koyang, Koyang 410-360, Korea

Jin-Kyu Rhee
Division of Analytical Research, Western Seoul Center, Korea Basic Science Institute, Seoul 120-140, Korea

(Received 10 October 2014, Received in final form 20 October 2014, Accepted 21 October 2014)

The pulse waveforms of a carotid artery in the neck and a radial artery in the hand wrist were individually measured by using clip-type pulsimeter equipped with a permanent and Hall device. The pulse transit time and the pulse wave velocity obtained through comparison of two pulse waveforms were analyzed each other. A value of the pulse wave velocity was about 8.5 m/s similar to one measured by a conservative method. This result suggests that the clip-type pulsimeter as the reproducible and reliable one oriental diagnostic medical device can be predicted to any atherosclerosis state in the cardiac circulatory system.

Keywords : permanent magnet, Hall device, atherosclerosis, pulse wave velocity (*PWV*), pulse transit time (*PTT*), pulse wave of carotid artery, pulse wave of radial artery, clip-type pulsimeter

영구자석과 홀소자가 구비된 맥진기를 이용한 경동맥과 요골동맥의 맥진파형과 맥파전달속도 분석

김동영 · 이상석 *
상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

현석산
(주)이루메디, 경기 고양시 일산동구 일산로, 410-360

이진규
한국기초과학지원연구원 서울서부센터 분석연구부, 서울시 북아현로 150, 120-140

(2014년 10월 10일 받음, 2014년 10월 20일 최종수정본 받음, 2014년 10월 21일 게재확정)

영구자석과 홀소자로 구비된 집게형 맥진기를 이용하여 목 부위의 경추동맥의 맥진파형과 손목 부위의 요골동맥 맥진파형을 각각 측정하였다. 두 개의 맥진파형을 비교하여 얻은 맥파전달시간과 맥파전달속도를 분석하였다. 맥파전달속도는 기존의 방식으로 측정한 값과 유사한 약 8.5 m/s으로 나타났다. 재현성과 신뢰성이 있는 한방의료기기인 집게형 맥진기로 얻은 맥파전달속도를 기준하여 동맥경화도를 예측할 수 있음을 제시하였다.

주제어 : 영구자석, 홀소자. 동맥경화도, 맥파전달속도, 맥파전달시간, 경동맥파, 요골동맥파, 집게형맥진기

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.
*Corresponding author: Tel: +82-33-730-0415,
Fax: +82-33-738-7610, e-mail: sslee@sangji.ac.kr

I. 서 론

사람의 심혈관계의 상태와 심장의 운동이 어떠한지 알 수 있는 비관혈적인 방법으로는 사람의 손목이나 팔뚝과 허벅지에 가압 커프형 혈량계(plethysmograph)를 착용하여 혈류량이나 맥파의 변화를 분석하여 얻은 맥파전달속도로 동맥경화도를 판단하는 방법이 있다[1-3]. 가압 없이 비가압형(cuffless type)으로 일정 압력을 유지하여 혈압과 맥박수를 측정하는 것이 어렵고, 비록 측정한 값이 있더라도 정확도가 낮다. 재현성 있는 생명 정보의 정확도가 낮은 경우에는 의료기기를 통한 진단에 필요한 정보로 사용할 수 없다. 따라서 간편하게 심혈관 상태를 모니터링 할 수 있는 진단기기의 개발은 곧 다가올 유비쿼터스 헬스케어 산업을 위한 필수 전제조건이다[4, 5].

한의학은 한국에서 고대로부터 발달해 온 의학으로서 수천 년 임상의 결과물이라 할 수 있다. 한의학의 중요한 진단 방법의 하나인 맥진은 요골동맥의 촌, 관, 척을 짚어 환자의 내부 장기의 상태를 판단한다. 맥진은 의사마다 주관적인 판단으로 이루어지고 있어서 맥진이 보다 과학적인 접근을 통한 정확한 판단이 필요한 이유이다. 최근에는 이러한 문제점들을 토대로 다양한 방식의 맥진기가 개발되고 있다. 이처럼 한의학을 현대화하려는 노력에도 불구하고 맥진기에는 객관적이지 못한 오류가 존재한다. 재현성과 신뢰성이 있는 한방진단기기는 객관적인 임상자료가 요구된다. 맥진파형을 찾는 시간을 극소화 하고, 휴대용 진단 기구로 널리 보급되기 위해 맥진기 개발이 필요하다[6, 7].

현재까지 개발된 맥진 센서는 크게 3가지 형태로 분류할 수 있다. 첫 번째 형태는 전기적으로 중성을 가진 유전 물질에 압력을 가하면 분자 구조의 형태가 변화되면서 주위에 전기장이 생성되어 전압이 발생하는 압전 센서가 있으며 이를 이용하여 음파의 진동을 감지하는 마이크로폰 센서를 사용한 경우도 있다. 두 번째 형태는 물질에 압력을 가하여 형태를 변형시킴으로써 길이 변화에 비례하는 저항 값이 변화하는 압저항형 센서인 스트레인게이지가 있으며 센서에 일정한 전류를 흘려보내 전압의 변화를 신호로 획득한다. 마지막으로 세 번째 형태는 본 연구진이 사용한 센서는 전류가 흐르는 반도체에 전류의 수직 방향으로 자기장을 인가할 경우에 반도체에 전류와 자기장의 수직 방향으로 전위차가 발생하는 홀효과를 이용한 홀 센서이다[8, 9].

본 연구진에서 개발한 영구자석과 홀소자를 이용한 집게형 맥진기는 스프링 가압 방식의 홀센서로서 일정한 압력으로 종래의 센서로 측정할 수 없었던 맥의 시간적 특성 파악이 가능하며 맥진 부위 탐색에 걸리는 시간을 최소화시켰다[10]. 소형 영구자석이 목의 좌우 경추동맥 부근과 손목의 요골 돌출부에 고정되어 상층부에 자성센싱 반도체 홀소자가 장착된 집게형 맥진기를 이용하여 경동맥 파형과 요골동맥 파형을 측정하였다. 두 개의 맥진파형을 측정한 맥파전달시간과 속도의 값으로 분석한 한양방융합 생체의료 진단신호인 맥파전달속도(pulse wave velocity; PWV)는 곧바로 동맥경화도의 환산된 값으로 심혈관의 특성을 추정할 수 있다[10, 11].

II. 이론과 실험방법

홀효과는 전류가 흐르는 도선 안이나 다른 고체 안에서 움직이는 전하와 관련이 있다. 전류가 흐르는 도선에 수직인 자기장은 도선 내에서 움직이는 전하들을 한쪽 면으로 휘어지는 현상이다. 이론적 배경으로는 자기장 내에 전류가 흐르면 힘을 받는 플레밍의 왼손 법칙을 적용하여 힘의 방향을 알 수 있으며, 로렌츠의 법칙으로 전하가 받는 힘의 크기($\mathbf{F}_B$)를 구할 수 있다. 힘의 방향은 자기장 및 속도 방향과 수직이므로 자기장은 운동하는 하전입자에 대해서는 일을 하지 않고, 다만 그 운동 방향만 바꾸게 된다. 외부자기장($\mathbf{B}_{ext}$) 속에서 일정한 속도($\mathbf{v}$)로 움직이는 전하(전하량 q)가 받는 힘은 Eq. (1)과 같다.

$$\mathbf{F}_B = q\mathbf{v} \times \mathbf{B}_{ext} \tag{1}$$

따라서 도체편에 일정한 전류를 흘리고, 수직으로 자기장을 가하면, 홀 효과에 의하여 전류와 자기장 모두의 수직인 방향으로 홀 기전력을 일으킨다. 이것은 도체편의 양옆에 설치한 홀 전극으로부터 홀 전압으로 꺼낼 수 있다. 무한히 긴 도체편의 홀 전압 V_H는 소자전류 I와 자기장 B의 곱에 비례하며, 다음 Eq. (2)으로 표시된다.

$$V_H = K_H IB \tag{2}$$

여기서 K_H는 비례계수이고, 곱감도(product sensitivity)라 말해지며, 홀 계수 R_H와 소자의 두께 t의 사이에 $K_H = R_H/t$의 관계가 있다. 유한한 크기의 홀 소자의 홀 전압은 소자의 형상이나 홀 전극의 형상에 따라 내부전기장이 흐트러지기 때문에 Eq. (2)의 이상적인 값보다도 작다.

자기장을 센싱하는 홀소자는 자기장의 세기에 선형적인 특성을 갖고 있으면서 감도가 우수한 Allegro사의 A1395 Linear Type을 사용하였다. 자기장의 세기에 선형적으로 비례한 신호는 10 mV/Oe의 감도를 갖는다. 본 연구에서 사용한 전원은 3.3 V로 V_{CC}에 대입하여 계산하면 155 Oe까지의 센싱이 가능하다. 그러므로 자석과 센서사이거리는 영구자석의 자기장 세기가 155 Oe 이하 값을 갖는 거리인 3 mm로 선정하였다[10].

집게형 맥진기의 맥진센서에서 나타나는 홀 전압은 Fig. 1

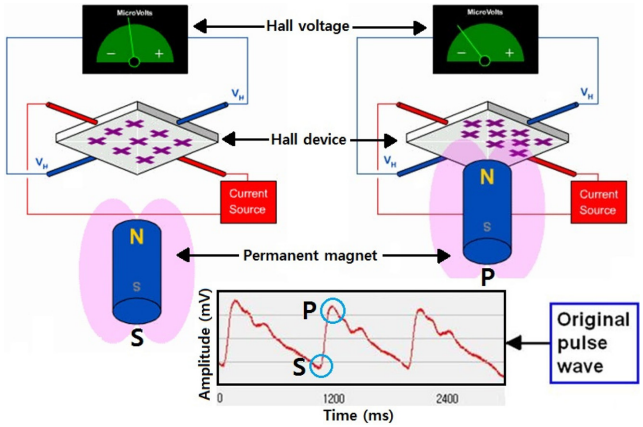

Fig. 1. (Color online) The schematic of operating principle of one form of radial artery pulsimeter's pulse-sensing mechanism using Hall device and permanent magnet. Two output voltages versus magnetic field for commercial A3415-type Hall device with high sensitivity and linearity in magnetic field correspond to a starting point S and a peak point P with a minimum amplitude and a maximum amplitude, respectively, in a typical pulse waveform.

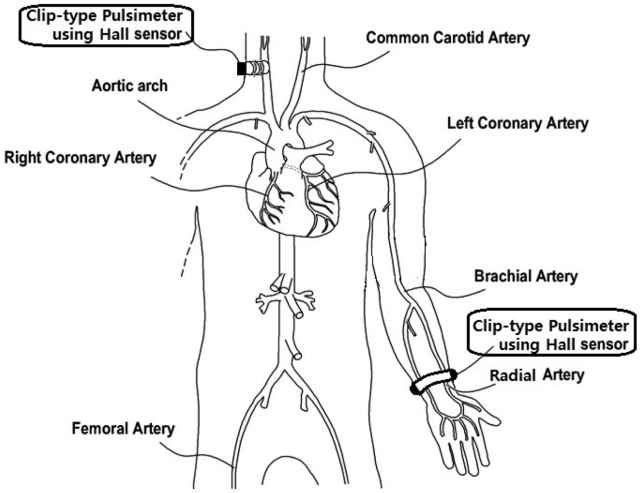

Fig. 2. Configuration of carotid artery and radial artery with four arteries such as aortic artery, coronary artery, fermoral artery, and bracial artery for the measurement of *PTT* and *PWV*. Here *PTT* is a measured value of difference time between two notch points in the carotid artery pulse waveform and the radial artery pulse waveform. *PWV* is a ratio of a distance between carotid artery point and radial artery point and *PTT*.

의 상단부에 보여준 것처럼 N극은 가까워질수록 홀 전압이 높게 측정 되고 N극은 멀어질수록 홀 전압이 낮게 측정이 된다. 근본적으로 요골동맥의 움직임에 따른 소형 영구자석의 요동은 바로 홀 전압의 변화를 보이게 된다. Fig. 1의 하단부에 나타낸 것처럼 맥진파형의 최소점인 S에서 홀 전압이 최소가 되며, 맥진파형의 최대점인 P에서 홀 전압이 최대가 됨을 알 수 있다.

맥파전달시간(Pulse Transit Time; *PTT*)을 측정하기 위해 사용되는 일반적인 방법으로는 펄스를 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. 맥파전달속도(Pulse Wave Velocity; *PWV*)는 심박출 시작점에서 측정지점까지 거리에 *PTT*를 나눈값으로 정의되므로 *PTT*에 반비례한다. 부드러운 혈관은 탄성이 좋아 맥파의 파동을 흡수하여 맥파전달속도가 늦어진다. 딱딱하고 좁은 혈관은 혈관이 경화되고, 콜레스테롤 등에 의해 혈관 내경이 좁아져 맥파의 파동을 흡수하지 못해서, 맥파전달속도가 빨라진다[12].

맥진파형에서 절흔점의 특성은 좌심실내압이 대동맥 궁으로 혈액을 뿜어주기 위한 압력보다 충분히 낮아질 경우 대동맥판막이 폐쇄되는 지점이며 우심방이 수축하고 좌심실은 이완된다. 절흔점의 높이는 후부하와 관계가 있어 혈관의 말초저항이 증가하면 절흔점의 높이도 높아진다. 대동맥 판이 폐쇄된 이후 동맥 내 압력 및 용적이 근소하게 상승하는데 이 점이 중복파 지점이며 절흔점과 차이가 감소하거나 0에 가까우면 대동맥판 개폐 기능의 이상을 나타낸다[10].

Fig. 2는 비침습적으로 맥파를 측정하는 방법을 이해할 수 있도록 보여준 심혈관계의 동맥 부위들인 압력파의 기록이 가능한 센서로 맥파의 기록이 용이한 경추동맥(arotid artery), 요골동맥(radial artery), 대퇴부동맥(femoral artery) 및 상완동맥(brachial artery)을 나타낸 것이다. *PPT*와 *PWV*를 얻기 위하여 경추동맥파형과 요골동맥파형을 각각 분리하여 측정하기 위해 Fig. 2처럼 우경추동맥 부근과 좌요골동맥 부근에 각각 영구자석과 홀소자가 구비된 집게형 맥진기를 사용하였다. Fig. 2에 표시된 우경추동맥 맥진파형에서 절흔점을 검출하고, 요골동맥 맥진파형에서 절흔점을 검출한다. 두 개의 맥진파형의 시작점을 같이 놓았을 때 두 개의 절흔점 사이의 시간차이가 맥파전달시간이 되며 맥파전달속도는 Fig. 2에 보여준 목과 손목까지의 거리에 맥파전달시간을 나눈 값이 된다[11, 12].

III. 실험결과 및 분석

인체의 동맥 내 혈액의 흐름은 심장의 수축력, 심장 박동수, 혈액의 점성, 혈액량 등 여러 요인과 그리고 성별, 몸의 자세, 바깥 온도 등 혈관계 이외의 요인에 따라 항상 달라진다. 혈류속도 차이는 동맥의 종류에 따른 혈관 직경의 크기에 의존하게 된다. 대동맥에서의 혈류속도는 약 50 cm/s로 모세혈관에서는 혈관이 여러 곳으로 갈라져 있어서 총 단면적이 넓어져 대동맥 보다는 약 1/1000배 정도로 줄어들게 되고, 대정맥에서는 약 1/2배의 속도를 유지한다. 심박출량은 안정

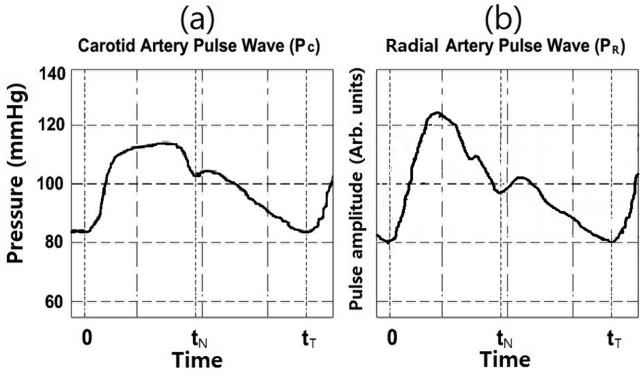

Fig. 3. The typical waveforms for two pulses obtained from the clip-type pulsimeter. (a) One pulse waveform of right carotid artery and (b) one pulse waveform of left radial artery. Each notch point (t_N) differs from each other, but each period (t_T) nearly equals to each other.

시에 약 5 L/min이며 온 몸을 순환하는데 걸리는 시간은 약 1 min이 소요된다[13].

반면에 심장의 수축과 이완이 심박수 만큼 반복을 통해 혈류속도가 아닌 동맥관의 주기적인 확장과 수축 그리고 위치의 움직임으로 전달되는 맥관의 파형은 경추동맥과 요골동맥에서는 피부 바깥에서 나타나기 때문에 주기적인 맥진파형을 얻을 수 있다. 경추동맥의 파형은 반사파가 없이 대동맥 궁에서 여러 갈래 동맥관으로 수축과 이완의 운동이 전달되므로 Fig. 3(a)처럼 전형적으로 수축기 피크가 없이 완만한 모양을 이루게 된다. 하지만 심실의 수축과 이완을 구별 할 수 있는 절흔점은 뚜렷이 나타난다. Fig. 3(b)처럼 요골동맥의 관의 굵기와 깊이의 주기적 변화를 통해 얻어지는 전형적인 맥진파형의 모양은 말초에서 되돌아오는 반사파가 중복되어 나타나 수축기의 높은 피크가 존재하고 반사와 피크와 절흔점 및 이완기 동안의 중복파 피크가 형성된다. Fig. 3(a)와 3(b)를 비교해 볼 때, 두 맥진파형에서 나타난 주기(t_T)는 거의 같으나 각 파형의 절흔점(t_N)은 대동맥궁과 가까운 경추동맥이 앞서서 존재하고 요골동맥이 뒤쳐져 존재하여 차이의 시간이 바로 맥파전달시간로 간주할 수 있다.

심장 수축시 좌와 우관상동맥에서는 조직내압에 의하여 혈액흐름이 장애를 받는다. 즉, 심장 수축시 대동맥판이 열리면서 혈액은 좌와 우경추동맥과 좌와 우관상동맥으로 흐르려 한다. 그런데 좌관상동맥에서는 조직내압으로 혈액이 흐르지 못하지만 우관상동맥에서는 조직 내압이 작으므로 혈액은 지연되여 흐른다. 이때 중심동맥 대혈관 탱크에는 위치에너지(potential energy)가 저장된다. 심장 확장시에는 조직내압이 해소 되어 영으로 가면서 대혈관에 저장되었던 위치에너지에 의하여 좌와 우관상동맥에서 혈액흐름이 일어난다. 이때, 조직내압이 0되는 시간은 절흔이 생긴 시간부터 중복파가 생기는 시간사이에 있다. 그런데 중심동맥에서 확장기 맥파곡선의 면적과 좌관상 동맥에서 조직내압이 0되는 시간까지 맥파곡선 면적이 감소된 값은 매우 작다. 이로부터 좌관상동맥 입구에서 심장이 이완될 때 맥파곡선의 면적을 중심동맥 맥파곡선의 면적으로 대용하여 쓸 수 있다. 한편 우관상동맥에서는 수축기와 확장기 혈액은 다 같이 흐르는데 수축기 우관상동맥에는 조직내압이 존재하므로 우관상동맥 입구에서 맥파곡선의 면적은 약 20 %~30 % 정도의 조직내압 계수만큼 중심동맥 맥파곡선 면적보다 작다[14].

심혈관계인 관상동맥에서 혈액흐름 특성을 보면, 좌관상동맥에서는 확장기에만 혈액이 흐르고 우관상동맥에서는 수축기와 확장기 전 기간 혈액이 흐른다고 보고 이 혈액흐름을 일으키는 압력을 파스칼 법칙으로부터 중심동맥 혈압으로 이해하고 조직내압을 고려하여 그 크기를 정한다. 이상과 같이 조직내압을 고려하여 좌우관상동맥에서 유순도(compliance)인 순응성과 저항을 구하면 이 값은 중심동맥 값과 완전히 다른 관상동맥 순응성과 저항 값이다[15].

일반적으로 파스칼 법칙으로부터 좌와 우 관상동맥과 중심대동맥의 입구에서 혈압곡선은 같다. 그런데 조직내압 때문에 약간의 변화가 있다, 방정식에는 이것이 고려되었다. 관상동맥에 조직내압이 없으면 파스칼법칙으로부터 중심대동맥압, 좌와 우관상동맥 입구혈압은 같다. 이 때 혈압이라는 것은 혈압곡선의 높이다[16].

심장 수축시 대동맥에 압력파가 발생하며, 이 압력파는 대동맥을 따라서 요골동맥으로 전달된다. 심혈관계 연구에 널리 알려진 맥파전달시간은 순환기계에 있어 혈관의 유순도를 측정하는 맥파전달속도 측정법의 일부이다. 맥파전달시간은 압력파가 대동맥 판막으로부터 말초 부위까지 전달되는 시간이며, 혈관 탄성도(elasticity)의 반대 개념인 유순도에 비례하며 혈관의 거리, 구경, 혈관 벽의 구조적 특성에 매우 의존적이다[6, 7]. 또한, 혈관계 질환, 당뇨, 노화 등에 따라 동맥 직경이 경직되므로 *PTT*의 값은 줄어들게 된다[17, 18].

맥파전달속도 측정에 대한 임상시험의 대상자는 상지대학교 한방의료공학과 학부학생과 대학원생 이었으며 나이는 20대 전후 반으로 분포되게 하였다. 실험방법은 편안하게 앉은 자세를 취하고 먼저 요골동맥의 맥진파형을 얻기 위하여 집게형 맥진기의 중심부인 실리콘 라테스 중앙에 있는 영구자석을 손목 요골동맥의 “관” 점에 닿게하여 맥파신호가 가장 크게 나타나게 맥진기를 착용하였다. 측정된 맥진의 연속된 파형은 Fig. 4의 하부에 나타내었다. 그 후 바로 우측 목 부근의 경추동맥의 맥진 운동을 손으로 먼저 느낀 후 라벨지로 중심부분을 붙여 표시하였다. 집게형 맥진기 좌측에 있는 스프링을 제거하여 디스플레이와 센서 측정부분만 가지고 목에 표시된 것과 영구자석을 일치시켜 경추동맥의 맥진파를 얻어 Fig. 4의 상부에 연속파형을 나타내었다.

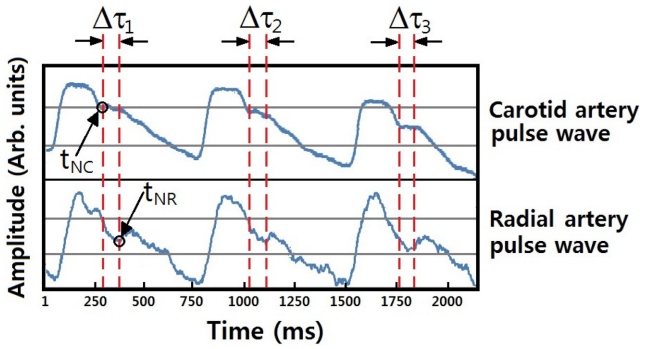

Fig. 4. (Color online) The carotid artery pulse wave and the radial artery pulse wave obtained by the clip-type pulsimeter mounted with a right neck and a left hand wrist, respectively. Here $\Delta\tau_i$ is time interval measured from i th phase difference between notch points of two pulse waveforms.

아래의 Eq. (3)과 Eq. (4)에 나타난 맥파전달시간 *PTT*와 맥파전달속도 *PWV* 값을 얻는데 피측정자의 목과 손목 사이 길이를 필요한 두 파형의 피크값의 차이를 시간으로 환산하여 대입하였다.

$$PTT = \Delta\tau = t_{NR} - t_{NC} \tag{3}$$

$$PWV = \frac{N - length - A}{\Delta\tau} \tag{4}$$

여기서 t_{NR}, t_{NC}은 각각 Fig. 4에 표시된 것과 같이 각각 요골동맥파의 절흔점 시간, 경추동맥파의 절흔점 시간이며, *PTT*인 $\Delta\tau$는 두 절흔점의 시간차이다. $N - length - A$는 목과 손목간의 거리이다. 실제로 *PTT*는 Fig. 4에서 연속적인 두 절흔점의 시간차 3개 이상을 평균한 값으로 정하였다.

20대 한명에 대한 경추동맥 파형과 요골동맥 파형으로부터 얻은 *PPT*와 *PWI*를 분석한 결과를 Table I에 나타내었다. 임상 참가 학생의 목과 손목간의 거리를 측정한 후 두 개의 맥파형만 비교하여 *PPT*와 *PWI*를 구하였으며 데이터의 최소 단위는 4/1000초 단위로 추출하여 오차를 최소화 하였다. Table I의 결과로 볼 때, 집게형 맥진기로 측정하여 얻은 맥파전달속도는 대략 8.5 m/s 범위 안에 분포하였으며 다른 방법으로 측정한 값들과 유사한 결과를 보였다. 맥파전달속도가 생체정보 중 동맥경화도를 진단하는 중요한 지표로서 일반사람들의 건강관리와 환자들의 생체신호 감시에 도움을 줄 수 있다고 사료된다.

Table I. Time difference, pulse wave velocity, and average values from the analysis for the carotid artery pulse wave and the radial artery pulse wave.

Pulse Number	1	2	3
Time Difference ($\Delta\tau$)	81 ms	79 ms	78 ms
Pulse Wave Velocity ($PWV = \frac{N - length - A}{\Delta\tau}$)	8.39 m/s	8.60 m/s	8.71 m/s
Average	$\Delta\tau_{ave}$ = 79.3 ms, PWV_{ave} = 8.5 m/s		

대동맥궁과 심장은 서로 밀접한 상호관계를 가진 해부학적으로 연속되어 있으며 혈액순환이라는 공동적인 기능을 유지하고 있다. 심실의 수축기능으로 대동맥에 전달된 파형은 대동맥의 탄성도에 의하여 반사파로 되돌아오며 동맥의 길이와 맥파전달속도에 의하여 영향을 받는다[19]. 연령증가 혹은 고혈압, 동맥경화에 의한 중심동맥 경직에 의해 반사파의 속도가 빨라지게 되면 맥파전달속도가 증가하게 되고 동맥경화도로 인해 심혈관 질환이 발생하게 된다. 이는 좌심실 비대, 혈관 손상 등의 합병증을 일으켜 이로 인한 사망에 중요한 역할을 할 것으로 여겨지며 전형적으로 심혈관병 발생을 예측하는데 중요한 인자가 될 수 있을 것이다[20, 21]. 맥파전달속도 측정에서 가장 중요한 것은 사용하는 재현성과 신뢰성 있는 맥파를 획득하는 맥진기의 특성과 그 작동 원리를 잘 이해하여야 정확한 측정이 가능하므로 본 연구에 사용된 영구자석과 홀소자가 구비된 집게형 맥진기의 활용성이 높이 평가될 것으로 사료된다.

IV. 결 론

영구자석과 홀소자가 구비된 집게형 맥진기를 이용하여 우경추동맥 파형과 좌요골동맥 파형을 측정하여 동맥경화도를 예견할 수 있는 생체정보신호인 맥파전달속도를 분석하였다. 우경추동맥과 요골동맥 맥진파형에서 시작점을 같이 놓았을 때 두 개의 절흔점 사이의 시간차이가 맥파전달시간이 되며 맥파전달속도는 목과 손목까지의 거리에 맥파전달시간을 나눈 값으로 정의하였다. 집게형 맥진기로 측정하여 얻은 맥파전달속도는 대략 8.5 m/s 범위 안에 분포하였으며 다른 방법으로 측정한 값들과 유사한 결과를 보였다. 맥파전달속도가 심혈관계의 생체정보 중 동맥경화도를 진단하는 중요한 지표로서 일반사람들의 건강관리와 환자들의 생체신호 감시에 도움을 줄 수 있다고 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2014년도 상지대학교 교내연구비와 특성화학과 지원사업에 의해 이루어진 연구 결과입니다.

References

[1] H. Y. Park, S. Y. Lee, S. W. Cho, S. U. Kwon, J. Namgung,

J. H. Do, and W. R. Lee, J. Korean Circulation **36**, 393 (2006).
[2] S. Laurent, P. Boutouyrie, R. Asmar, et al., Hypertension **37**, 1236 (2001).
[3] K. Cruickshank, L. Riste, S. G. Anderson, J. S. Wright, G. Dunn, and R. G. Gosling, Circulation **106**, 2085 (2002).
[4] 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).
[5] P. A. Shaltis, A. T. Reisner, and H. H. Asada, IEEE Trans. Biomed Eng. **55**, 1775 (2008).
[6] M. C. Ahn, J. G. Choi, I. H. Son, S. S. Lee, and K. H. Kim, J. Korean Magn. Soc. **20**, 106 (2010).
[7] M. F. P. O'Rourke, R. P. Kelly, and A. P. Avolio, The Arterial Pulse, 1st Ed.; Lea & Febiger: Philadelphia, PA, USA (1992).
[8] 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.
[9] S. S. Lee, I. H. Son, J. G. Choi, D. H. Nam, Y. S. Hong, and W. B. Lee, J. Korean Phys. Soc. **58**, 349 (2011).
[10] K.-H. Lee and S.-S. Lee, J. Korean Magn. Soc. **23**, 130 (2013).
[11] A. Fronek, Noninvasive diagnosis in vascular disease, McGraw Hill, New York (1989).
[12] R. Asmar, A. Benetos, G. M. London, C. Hughe, Y. Weiss, J. Topouchian, B. Laloux, and M. Safar, Blood Pressure **4**, 48 (1995).
[13] Q. Yu, j. Zhou, and Y. C. Fung, Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol. **265**, 52 (1993).
[14] N. M. van Popele, D. E. Grobbee, M. L. Bots, R. S. Reneman, A. P. Hoeks, A. Hofman, D. E. Grobbee, and J. C. Witteman, Stroke **32**, 454 (2001).
[15] A. Yamashina, H. Tomiyama, K, Takeda, H. Tsuda, T. Arai, K. Hirose, Y. Koji, S. Hori, and Y. Yamamoto, Hypertens **25**, 359 (2002).
[16] E. Suzuki, A. Kashiwagi, H. Hidaka, H. Maegawa, Y. Nishio, H. Kojima, M. Haneda, H. Yasuda, S. Morikawa, T. Inubushi, and R. Kikkawa, Diabetes Care **24**, 2107 (2001).
[17] H. Tomiyama, A. Yamashina, T. Arai, K. Hirose, Y. Koji, T. Chikamori, S. Hori, Y. Yamamoto, N. Doba, and S. Hinohara, Atherosclerosis **166**, 303 (2003).
[18] A. Yamashina, H. Tomiyama, T. Arai, K. Hirose, Y. Koji, T. Chikamori, S. Hori, Y. Yamamoto, N. Doba, and S. Hinohara, Hypertens Res. **26**, 615 (2003).
[19] R. Asmar, Arterial Stiffness and Pulse Wave Velocity. Amsterdam, Elsevier (1999) pp. 117~121.
[20] P. Boutouyrie, A. I. Tropeano, R. Asmar, I. Gautier, A. Benetos, P. Lacolley, and S. Laurent, Hypertension **39**, 10 (2002).
[21] E. D. Lehmann, K. D. Hopkins, A. Rawesh, R. C. Joseph, K. Kongola, S. W. Coppack, and R. G. Gosling, Hypertension **32**, 565 (1998).