

압전 필름과 전도성 섬유를 이용한 맥파 전달 속도 측정을 위한 센서의 제작 및 성능평가

김정채¹ · 지선하² · 유선국^{3,*}

Fabrication and Evaluation of Sensor for Measuring Pulse Wave Velocity using Piezo Film and Conductive Textile

Jungchae Kim¹, Sun Ha Jee², and Sun Kook Yoo^{3,*}

Abstract

Arterial stiffness is causing the serious problems for human who is suffered from hypertension and metabolic syndrome. So it is important that measure the arterial stiffness for early prevention. Many researches point out that pulse wave velocity(PWV) is the reliable and simple method to predict arterial stiffness. In this paper, we developed the sensing parts that detect the pulse wave and ECG by using piezoelectric film and conductive textile with elastic band. Our system could detect 3ch pulse wave and ECG. Simultaneously, our algorithm extracts the features for calculating the delays among pulse waves. The delays are the significant parameter to estimate PWV, thus we design the experiment for evaluating the performance of our sensing parts. The reference is PP-1000(HanByul Meditech, Korea) that is good for performance evaluation. As a result, the start point of the pulse wave was the most reliable feature for comparing with PP-1000($r=0.691$, $P=0.00$). The results between two operators showed that there is only a slight difference in the reproducibility of the devices. In conclusion, we assume that the suggested sensor could be more comfortable and faithful method for arterial stiffness.

Keywords : Pulse Wave Velocity, Piezo Film Sensor, Conductive Textile, Arterial Stiffness, Pulse Transit Time

1. 서론

동맥은 혈액을 공급하는 통로 역할과 동시에 혈압을 유지하는 완충 역할을 하고 있다[1]. 대동맥은 탄성혈관으로 분류되고 말초동맥으로 갈수록 저항성이 증가하는 특성이 있다[2]. 위와 같은 특성에 의하여 대동맥의 혈압과 말초동맥에 혈류가 유지 되는데 이를 Windkessel 기능이라고 한다[3]. 이 이전에 의하면 다양한 원인에 의해 발생하는 동맥벽의 염증 반응은 동맥의 Collagen 증가를 야기하여 혈관 탄성도 감소의 원인이 된다고 한다[4]. 이러한 혈관의 변화는 심혈관 질환 발생과 관련이 있으며 예후가 좋지 않기 때문에 조기진단을 통해 예방하는 것이 중요하다. 최근의 식생활 습관과 운동부족은 대사증후군의 주요 원인이며 이에 해당하는 다양한 질환

으로 인해 심혈관 질환의 발생 비율이 증가하는 추세이다. 따라서, 동맥경화도(arterial stiffness)를 지속적으로 관리 할 수 있는 시스템의 중요도가 높아지고 있다[5,6].

동맥경화도를 측정하는 것은 심혈관 질환 조기진단을 위한 가장 효과적인 방법이다. 측정 방식에 따라 초음파를 이용하여 경동맥과 대동맥의 수축기와 이완기 직경의 변화를 측정하거나, 동맥의 일정 구간을 통과하는 맥파전파속도(Pulse Wave Velocity; PWV)를 측정하는 방법, 특정 동맥의 맥파 형태를 분석하는 방법(Pulse Wave Analysis; PWA)이 널리 사용되고 있다[7].

먼저, 초음파 방식은 동맥의 직경변화를 측정하여 비교적 정확하게 동맥 탄성도를 측정 할 수 있지만 일상의 용도로는 부적합하다. 다음으로, PWV는 대동맥의 경화도 추정에 비교적 정확한 방법으로 인정받고 있다[7]. PWV를 측정하는 장치로는 PP-1000(HanByul Meditech, Korea), VP-1000 & VP-2000(Colin, Japan) 등이 있다. 각각의 장치는 부위별 맥파를 측정하여 PWV의 결과값을 얻을 수 있고, 그 속도가 증가 할 수록 동맥경화도가 증가한다고 알려져 있다. 하지만, 현존하는 PWV 측정기기는 장치의 크기와 비용적인 측면에서 휴대용으로 사용하기에는 부적합하다. 이를 보완한 비교적 작은 크기의 VS-1000(Fukuda, Japan)은

¹연세대학교 일반대학원 생체공학협동과정(Graduate School of Biomedical Engineering, Yonsei University)

²연세대학교 보건대학원 역학건강증진학과(Department of Epidemiology and Health Promotion, Graduate School of Public Health, Yonsei University)

³연세대학교 의과대학 의학공학교실(Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University)

*Corresponding author: sunkyoo@yuhs.ac

(Received : Nov. 5, 2011, Revised : Feb. 2, 2012, Accepted : Feb. 4, 2012)

Carotid-Ankle Vascular Index(CAVI)과 Ankle-Arm Index(ABI)를, SphygmoCor Vx(AtCor Medical, Australia)는 Augmented Index(AI)인 간접 인덱스를 계산하여 동맥경화도를 추정한다. 하지만 이러한 간접적인 인덱스와 동맥경화도의 연관성에 대하여 현재까지 임상적으로 명확히 밝혀진바 없다[8]. 그리고 장비의 크기와 비용을 차치하고 동맥경화도 측정장치의 가장 중요한 점은 추정치의 신뢰성을 보장해야 한다는 것이다. 즉, 장비의 소형화 이전에 신뢰성을 보전이라는 조건을 만족해야 하는 것이다.

본 연구는 신뢰성 있는 휴대용 PWV 측정 장치를 위한 센서 개발 및 그 성능 평가에 관한 것이다. 먼저, 맥파 계측 센서로는 압전필름 센서(SDT1-028K, Measurement Specialties, Inc.)을 사용하였다. SDT1-028K는 필름타입 센서이며 유연하게 변형되고 피부 접촉면은 코팅 되어있어 내구성이 뛰어나다. 다음으로 심전도 측정을 위한 전극은 전도성 섬유로 제작 하였으며 탄성밴드에 고정되어 인체에 고정이 편리하도록 설계하였다. 맥파 계측 센서와 심전도 전극의 신호선(+)은 서로 차폐 된 상태로 단일 케이블에 내장되었다. 이로 인하여 PWV 계측 장비에 연결 되는 리드선의 수가 감소된다. 측정 결과는 PP-1000에서 측정 되는 맥파 전이 지연시간을 비교하여 성능 평가를 수행 하였다. 이 때, 측정 신호는 Table 1에서 알 수 있듯이 Carotid-Femoral, Carotid-Radial, Femoral-Dorsal PWV 측정에 필요한 맥파를 수집하여 분석하였다.

2. 실험 방법

2.1 센서 부 개발

2.1.1 맥파(pulse wave) 측정

좌심실의 수축으로 대동맥으로 혈류가 나오면서 동맥을 통하여 압력이 전달되는 것을 맥파(pulse wave)라 하며, 이는 동맥이 지나가는 피부 표면에서 감지 할 수 있다. Fig. 1의 압전필름센서(SDT1-028K)에 맥파가 전달되면 식(1)에 의한 전기적 신호가 발생하게 된다.

$$v = \frac{kf}{C} = \frac{kfx}{\epsilon_0 \epsilon_r A} \tag{1}$$

where,

v : Voltage [V], k : piezoelectric constant [C/N]

f : Applied force [N], C : capacitance

$\epsilon_0 \epsilon_r$: Dielectric constant, A : area, X : distance

압전필름센서의 면적(A)는 $28.6 \times 11.2 \times 0.13$ mm 이며, 출력 신호는 20 mV/g 이다. 이 센서의 동작 온도는 섭씨 $0^\circ\text{C} \sim 70^\circ\text{C}$ 에서 사용가능 하다. 그리고, 본 센서의 저주파 응답성을 개선하기

위하여 10 MΩ 혹은 그 이상의 입력저항을 연결해야 한다[8].

Table 1. The name of pulse wave velocity and related pulsation points

Name	PROXIMAL	Distal	PP-1000
cfPWV	Carotid	Femoral	O
crPWV	Carotid	Radial	O
fdPWV	Femoral	Dorsal	O
brPWV	Brachial	Radial	X
baPWV	Brachial	Ankle	X

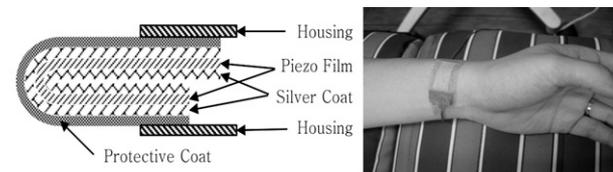


Fig. 1. Composition of SDT1-028K (Measurement Specialties, Inc.) ; Housing, silver coat, and protective coat are for an electrostatic shield, and also protect the piezo film from mechanical stimulus.

2.1.2 심전도(electrocardiography, ECG) 측정

심전도 측정 시 R-peak가 나타나면 좌심실의 근육수축과 압력 상승이 순차적으로 일어난다. 이로 인해 좌심실 압력이 대동맥 압력 보다 높아지면, 대동맥판(aortic valve)이 열리고, 이 순간이 맥파가 대동맥으로부터 말초동맥으로 전파가 시작되는 순간이다. 이러한 이유로 본 연구에서는 심전도를 인해 각 부위에서 측정 되는 맥파의 신호처리 기준점으로 사용 하였다. 일반적으로 심전도 측정을 위한 Ag-AgCl 전극은 전해질(electrolyte gel)을 사용하는 대표적인 불분극성 전극이며, 따라서 피부와 전극 사이의 전해질 상태에 의해 성능저하가 발생한다. 본 연구에서는 Fig. 2에 표시한 전도성 섬유(conductive textile)를 건성전극(dry and conductive electrode)으로 사용하였다. 건성전극은 반복 사용이 가능하며, 잡음의 유입을 줄이기 위하여 피부접촉면을 균일하게 유지해야 한다 [9]. 전도성 섬유로 만들어진 전극은 피부와 직접 접촉하며 심전도 측정을 위하여 목(-), 손목(+), 발목(GND)에서 생체전기신호를 수집한다.

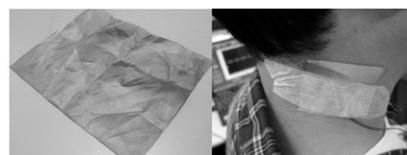
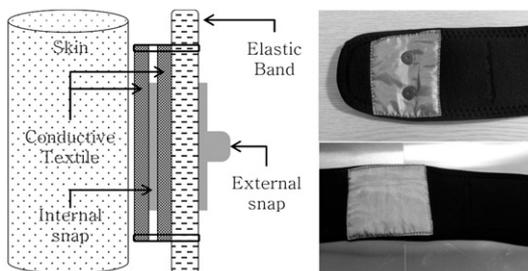


Fig. 2. ECG is measured by dry electrodes based on conductive textile. The electrodes are attached on neck(-), wrist(+) and ankle(GND).

2.1.3 센서 고정을 위한 기구부 제작

Fig. 3(a)의 방법으로 전도성 섬유를 탄성밴드에 고정하였다. 피부 접촉면의 'Internal snap'은 전도성 섬유에 밀착되며 스냅전극 연결을 위한 'External snap'에 고정된다. 전도성 섬유의 크기는 피부와의 접촉 임피던스 감소를 위하여 3×3 cm(가로×세로) 이상의 크기로 부착하였다[9]. 이런 방식으로 Figure 3(b)의 목, 손목, 발목용 탄성밴드를 제작하였다. 제작된 탄성 밴드는 각 부위별로 전도성 섬유를 피부에 밀착 시키는 용도로 사용하기에 적합 할 뿐 아니라 압전필름센서를 맥동지점에 고정시키고 센서가 맥파에 의하여 충분히 진동 할 수 있도록 한다.



(a) Cross sectional concept and prototype



(b) Elastic bands prototypes for neck, wrist, and ankle

Fig. 3. (a) It shows the composition of the assembled conductive textile with elastic band. (b) The prototypes with conductive textile.

2.2 하드웨어 개발

2.2.1 듀얼 센서(Dual Sensor, DS) 케이블의 개발

본 연구에서는 앞 장에서 설명한 압전필름센서와 심전도전극을 계측회로와 연결 할 듀얼 센서 케이블을 Fig. 4의 방법으로 개발하였다. 압전필름센서는 기준전압입력을 중심으로 교류신호를 발생한다. 따라서, 맥파측정을 위한 기준전압입력선(PW GND)과 맥파 신호선(PW SIG)이 내장 된다. 심전도 신호선(ECG SIG)은 ECG Shield로 차폐하여 잡음의 유입을 방지하였다.

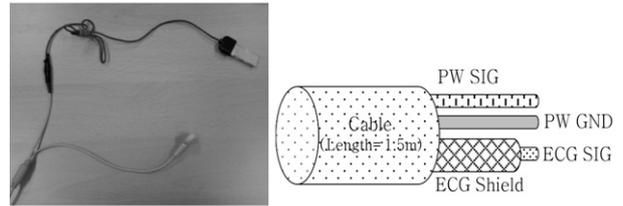


Fig. 4. The dual sensor (DS) is represented with prototype and conceptual design. Each sensor can be movable independently.

2.2.2 계측 하드웨어 개발

본 연구에서 측정하고자 하는 생체신호는 맥파와 심전도이다. 맥파 회로는 통과 주파수 0 Hz ~ 15 Hz, 이득 40배로 설계하였다. 심전도는 통과 주파수 0.5 Hz ~ 150 Hz, 이득 1000배의 증폭을 거친 후 60 Hz 제거 Notch 필터를 적용하였다. Fig. 4의 압전필름센서의 기준전압입력(PW GND)은 아날로그 접지(AGND)와 구분된다. 이는 압전필름센서 출력 신호의 기준 값으로만 사용되며 Fig. 5의 3개의 맥파계측회로가 이를 공유한다. 회로의 설계 사항은 Table 2에 요약하였다.

Table 2. Design for instrumentation hardware

Target	Bandwidth	Gain	Sampling rate
Pulse Wave	0~15 Hz	40	1000 sps
ECG	0.5~150 Hz	1000	1000 sps

계측 시스템의 설계를 Fig. 5에 표현하였다. 계측 시스템을 3개의 맥파 회로와 1개의 심전도 회로로 구성 하였다. 각 회로의 출력 신호는 NI USB-6216(National Instrument)의 아날로그 입력 채널에 연결 된다. NI USB-6216은 USB 인터페이스를 통하여 PC와 데이터 통신을 하며, USB를 통하여 장치의 전원과 +5 V 전압 출력이 가능하며 각 아날로그 입력 채널은 디지털 부와 절연되어 있다. NI USB-6216의 +5 V 전압 출력은 의료용 DC-DC 컨버터(G0505D-2W, MORNSUN)를 통하여 아날로그 회로와 전원 및 접지분리가 이루어진다. 즉, 물리적으로 컴퓨터와 계측 회로간 전원, 접지는 절연되어 인체 실험 시 전기적 안전성을 보장한다.

신호의 수집은 개발된 듀얼 센서 케이블을 이용하였다. 그리고 장치 접합부에서 맥파와 심전도 신호로 나뉘어 각 계측 회로로 전달 된다. 심전도의 경우 목, 손목, 발목에서 모두 신호가 측정 되어야 한다. 각 계측 회로의 출력은 NI USB-6216을 이용하여 1000 samples/sec 으로 PC로 전송 및 저장 된다. NI USB-6216은 USB로 전원을 공급 받으며, 동시에 PC로 데이터를 전송한다. 본 연구

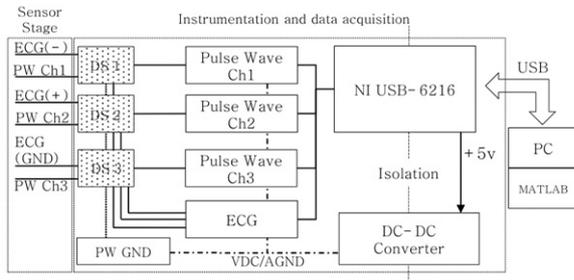


Fig. 5. The block diagrams for entire system.

에서 개발된 장치는 추가적인 전원 연결 없이 PC와 USB 연결을 통하여 데이터 수집 및 전원 공급이 이루어져 편리하게 사용할 수 있다.

2.3 신호처리 소프트웨어 개발

본 연구에서는 Visual Studio 2008와 Measurement Studio 2008(National Instrument)을 이용하여 신호처리 소프트웨어를 구현하였다. Measurement Studio 2008은 NI-DAQ 장치의 인터페이스를 제어 위한 객체와 실시간 신호처리를 위한 신뢰성 있는 객체를 제공한다. 심전도의 R-peak는 Köhler의 연구를 참고하여 구현하였고[10], 맥파전이시간(Δt) 추출을 위한 특징점 분석을 위하여 3개의 특징점을 선정하였다. 4000 샘플(4sec)의 데이터 마다 특징점을 추출 알고리즘이 수행 되도록 하였다. 특징점 추출 알고리즘이 별도의 스프레드에서 병렬처리 되므로 실시간으로 신호를 수집하고 처리하는데 영향을 미치지 않는다.

특징점 추출 알고리즘은 다음과 같다. 전처리 과정을 거친 신호를 미분한 뒤 절대값을 구하여 맥파의 한 주기 내에서 기울기의 최대 점(MP)을 추출한다. 그리고, MP를 기준으로 2개의 기울기의 영점을 찾은 뒤 MP에 근접한 영점을 1차 피크 점(FP)으로 간주한다. 그리고 FP와 함께 찾아진 영점으로 'Intersecting tangent method' [11]를 이용하여 맥파의 시작 점(SP)을 찾는다. 식 (2), (3), (4)는 위의 특징점 추출 결과를 토대로 각 맥파의 특징점들로 성능 평가에 필요한 Δt 를 계산하는 식이다.

$$crDelay[N]_x = Radial[N]_x - Carotid[N]_x \quad (2)$$

$$cfDelay[N]_x = Femoral[N]_x - Carotid[N]_x \quad (3)$$

$$fdDelay[N]_x = Dorsal[N]_x - Femoral[N]_x \quad (4)$$

[N =block index, x = SP,FP,MP]

2.4 실험방법

PWV는 맥파전이시간(Δt)과 맥파 전달 경로의 동맥 길이(L)로 식(5)을 이용해 계산 할 수 있다[7]. 그러나 식(5)의 결과만으로 동맥 경화도를 판단 할 수는 없다. 기존 연구들에 의하면 동맥경화도를

판단하기 위하여 성별, 나이, 혈압 등으로 보정 된 PWV로 동맥경화도를 추정하고 있다[12-15].

$$PWV = \frac{L}{\Delta t} \quad (5)$$

본 연구에서는 보정되기 전의 압전필름센서의 부위별 Δt_{piezo} 와 PP-1000의 전의 부위별 $\Delta t_{pp-1000}$ 값의 단순상관분석을 실시하였다. 통계 분석 방법은 SPSS 18.0을 이용하였고 유의수준 0.05에서 이변량 상관계수(pearson's correlation)에 대한 검정을 실시하였다. 본 실험의 목적은 동시에 측정 된 두 장비의 Δt 에 대한 통계적 유의성 검정을 통하여 개발 된 센서의 성능(performance)을 평가하는 것이다. 따라서, Δt 이외의 변수는 고려하지 않았으며, 이를 위하여 $\Delta t_{pp-1000}$ 는 장치의 데이터베이스에서 직접 추출하였다.

실험을 위하여 경동맥(carotid), 요골동맥(radial), 대퇴동맥(femoral), 족배동맥(dorsal) 에서 맥파를 수집하였다. 이는 PP-1000(HanByul Meditech, Korea)에서 측정하는 위치와 동일하다. 실험을 수행하기 전 정확한 데이터를 수집하기 위하여 유럽 심장학회에서 제안하는 실험 조건을 최대한 고려하였다[7].

실험은 PP-1000과 본 연구에서 개발 한 센서를 피검자에게 부착하고 동시에 두 장비에서 데이터를 수집하였다. 그리고 다음과 같은 순서로 순차적으로 실험을 수행하였다. 두 장비로 동일한 지점에서 동시에 측정된 맥파의 Δt 를 추출하기 위하여 다음과 같은 순서로 데이터를 수집한다. 'Phase 1'은 경동맥, 요골동맥, 족배동맥에서 맥파를 수집한다. 그리고 'Phase 2'는 요골동맥의 압전필름센서를 대퇴동맥으로 옮겨 동시에 맥파를 수집한다. 이 때, 심전도 전극의 위치는 바뀌지 않고 압전필름센서의 위치만 신속히 변경한다. 이 과정의 시간차가 크지 않도록 고려하였으며, 심전도를 토대로 PP-1000과 압전필름센서에서 수집 된 맥파를 동기화 하였다. 실험 구성은 Fig. 6에 나타내었다.

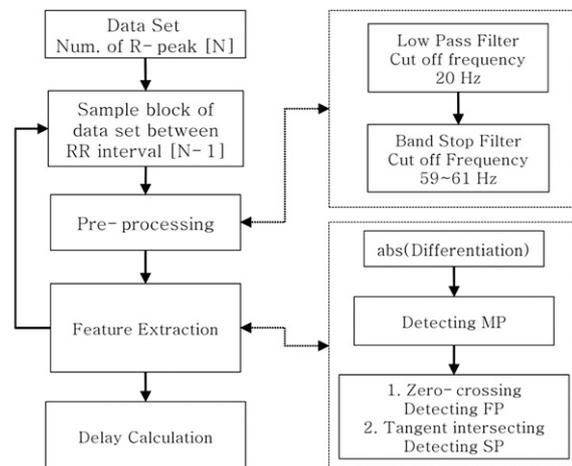


Fig. 6. The features are MP(Max slope Point), FP(First peak Point), and SP(Start Point). This figure represents the algorithm.

위와 같은 방법으로 총 15명(남자 12명, 여자 3명)의 정상인 성인 남녀에게 2가지 종류의 실험을 수행하였다. 실험에 참가한 피검자의 정보는 Table 3에 정리하였다. 먼저, 정확도 평가 실험은 장치 사용에 익숙한 검사자가 날짜의 간격을 두고 총 3회씩의 실험을 수행하였다. 그리고 다음으로 재현성 평가 실험은 장치에 익숙하지 않은 2명의 검사자가 장비의 사용방법을 설명 들은 후에 순차적으로 동일한 피검자를 대상으로 3회씩 수행하도록 하였다.

Table 3. Biographical information of subjects

N=15	Mean±SD	Max	Min
Age(year)	27.78±4.6	37	22
Weight(kg)	67.11±12.86	88	50
Height(cm)	171.78±6.70	184	160
Sys. BP(mmHg)	126.33±8.44	140	116
Dia. BP(mmHg)	82.22±7.31	92	71

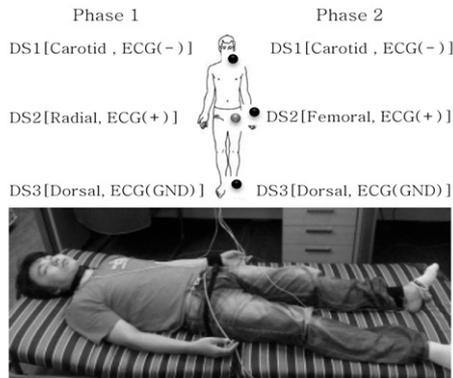


Fig. 7. Experimental design is described in this figure, and the pulse points are marked at selected points on anatomic position.

3. 결과 및 고찰

3.1 시스템 구성 결과

3.1.1 신호측정 결과

압전필름센서는 표면에 인가되는 힘(F) 또는 압력(P)에 의해 신호를 발생시킨다. 즉, 혈관 내부의 압력의 변화가 조직을 통하여 경피로 전달된 힘이 압전필름센서를 변형시킴으로써 발생하는 신호이다. 따라서, 압전필름센서로 측정되는 신호는 압력맥파의 미분파형으로 측정된다[16]. Fig. 8은 PP-1000의 Tonometry 센서로 수

집된 압력 맥파와 그것의 미분파형을 나타내고 있다. 그리고, Fig. 9에서 압전필름센서에 의한 맥파 3채널과 심전도 1채널이 각 1000 sample/sec의 속도로 데이터가 동시에 수집된 결과를 볼 수 있다. 그림상으로 맥파의 한 주기는 심전도의 R-R peak 사이에서 발생하는 것을 확인 할 수 있다. 그리고 해부학적으로 심장 판막으로부터 근접한 지점에 맥파가 먼저 도착하는 것을 확인 할 수 있다.

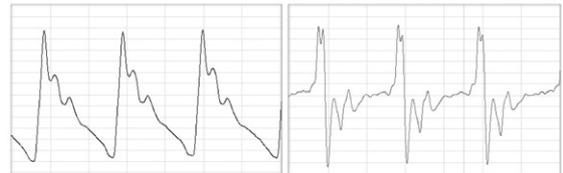


Fig. 8. The pressure pulse with tonometry sensor and its first derivative wave.

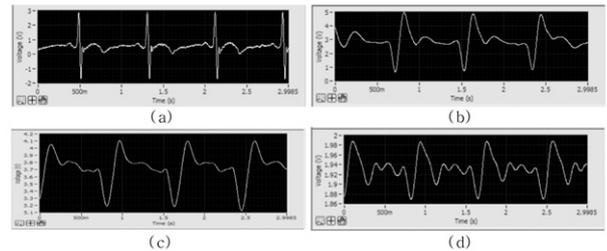


Fig. 9. The results of signal acquisition show that our device could simultaneously measure (a) ECG, (b) Radial, (c) Carotid, and (d) Dorsal.

3.1.2 특징점 추출 알고리즘 수행 결과

Fig. 10은 Fig. 6의 알고리즘에 의하여 수집과 동시에 특징점을 추출한 결과를 나타낸다. 먼저, R peak로 분리된 Sample block에서 각 3개의 특징점(SP, FP, MP)이 추출되고, PP=1000과 Δt 를 비교하기 위하여 실험 1)에서 경동맥-요골동맥(carotid-radial, 상지)과 실험 2)에서 경동맥-대퇴동맥(carotid-femoral, 대동맥),

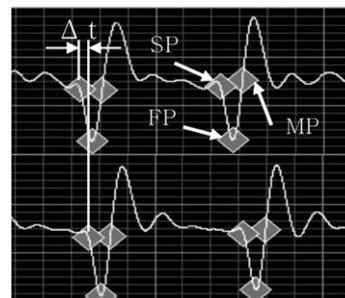


Fig. 10. This figure shows the results of feature extraction algorithm. The features are represented by marking with pulse wave.

대퇴동맥-족배동맥(femoral-dorsal, 하지)에서의 세 특징점 별 맥파전이시간 ($\Delta t_{piezo=MP|FP|SP}$)을 추출하였다.

3.2 센서 성능평가

3.2.1 특징점 별 센서성능분석 결과

Fig. 10은 압력맥파의 미분파형에 해당하는 결과를 확인 할 수 있다. 기존 연구에 의하면 Tonometry 센서로 측정 된 맥파의 1차 상승구간에 시작점을 intersecting tangent 법[11,17]을 이용하여 찾고, 이를 이용해 Foot-to-Foot 방식으로 맥파전이시간(Δt)을 측정하는 방식을 채택하고 있다[18]. 또한, 본 실험에 사용 된 PP-1000역시 위와 같은 방법으로 Δt 를 계산한다[19].

압전필름센서로 측정 된 파형이 압력맥파의 미분파형이라 일치한다고 가정하였을 때, 특징점 SP는 1차 상승구간의 시작점, FP는 1차 상승구간의 최대 기울기점, 그리고 MP는 압력맥파의 1차 피크 값에 대응한다(H_0)[18]. 하지만, Tonometry 센서(PP-1000)와 압전필름센서의 물리적 성질과 센서의 구성요소가 상이하므로, 각 특징점이 대응하는 점을 정확히 일치하지 않을 수 있다(H_1). 따라서, 각기 다른 센서에서 측정 된 동일한 생체신호에 대한 실험 결과를 분석하여 압전필름센서의 성능을 평가 할 필요가 있다.

Fig. 11 $\Delta t_{pp-1000}$ (x 축) 과 $\Delta t_{piezo=MP}$, $\Delta t_{piezo=FP}$, $\Delta t_{piezo=SP}$ (y 축) 순으로 산점도를 표시하였다. 각 Fig. 11의 참조선은 기울기가 1인 직선으로, 직선상의 데이터는 두 장비의 결과가 동일한 경우이다. 이에 관한 $\Delta t_{pp-1000}$ 과 $\Delta t_{piezo=MP|FP|SP}$ 의 단순상관분석의 Pearson의 상관관계분석 결과를 Table 4에 정리하였다. 그 결과, $\Delta t_{piezo=MP}$ 는 $p < 0.02$, $\Delta t_{piezo=FP|SP}$ 는 $p = 0.000$ 의 유의확률 내에서 통계적으로 유의미함을 확인하였다. 이는 가설 H_0 을 채택할 수 있음을 의미한다. Pearson의 상관계수는 $\Delta t_{piezo=SP}$ 가 0.691, $\Delta t_{piezo=FP}$ 가 0.407, $\Delta t_{piezo=MP}$ 가 0.216 이었으며, $\Delta t_{piezo=SP}$ 가 $\Delta t_{pp-1000}$ 과 뚜렷한 양적 선형관계를 보인다.

Table 4. Statistical analysis for three features

	MP	FP	SP
Pearson's Correlation	.216	.407	.691
p-value	.017	.000	.000

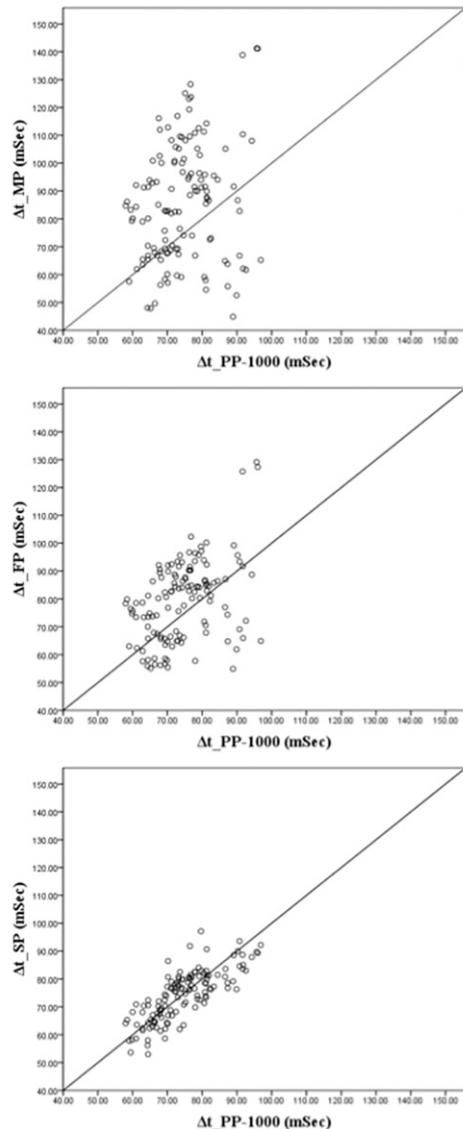


Fig. 11. The Δt comparison between PP-1000 and Piezofilm by using MP, FP and SP.

3.2.2 측정 부위별 센서성능분석 결과

특징점 별 센서성능분석 결과 SP를 이용한 성능 분석이 PP-1000의 결과와 가장 뚜렷한 선형관계를 보임을 알 수 있다. 이 절에서는 SP를 이용하여 계산 된 부위별 맥파전이시간을 PP-1000과 비교하였다. Fig. 12는 상지(경동맥-요골동맥), 대동맥(경동맥-대퇴동맥), 하지(대퇴동맥-족배동맥) 순으로 PP-1000의 결과를 기준으로 신뢰수준 95 %에서 오차를 나타내었다. 상지의 평균 오차는 7.4 %, 대동맥의 평균 오차는 4.3 %, 그리고 하지의 평균 오차는 8.3 %이다. 각 부위별 잔차는(Mean±SD)은 상지에서 0.359 ± 5.83 ms, 대동맥에서 0.884 ± 3.87 ms, 하지에서 0.825 ± 7.94 ms였다. 측정 부위별 센서성능분석 결과 대동맥에서 가장 좋은 성능을 보였다. 반면, 하지에서 상대적으로 큰 오차가 측정되었다.

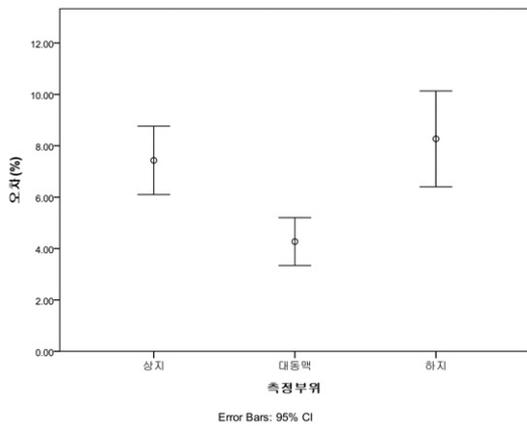


Fig. 12. The pulse transit time for three types of arteries is described in this figure. The aorta shows small mean error and variation than arm and leg artery.

3.2.3 사용자간 재현성 평가

검사자 간 재현성 비교하기 위하여, 앞서 검증된 SP를 이용하여, PP-1000과 압전필름센서를 이용한 장비를 검사자 A와 B가 약 10분 간격으로 두 장비를 동시에 피검자에게 부착하여 반복 3회 실험을 실시하였다. 실험 결과는 Table 5에 정리하였다. 먼저, 상지는 PP-1000이 -0.85 ± 3.77 ms, 압전필름센서가 0.95 ± 3.27 ms이다. 대동맥은 PP-1000이 -0.78 ± 3.18 ms, 압전필름센서가 -0.27 ± 2.70 ms이다. 하지는 PP-1000이 -1.03 ± 2.32 ms, 압전필름센서가 -1.51 ± 4.42 ms 이다. 분석 결과 압전필름센서를 이용한 재현성이 PP-1000과 큰 차이가 없음을 확인하였다.

Table 5. The results for reproducibility between operator A and B

(mSec)	PP-1000	Piezofilm
Car-Rad	-0.85±3.77	0.95±3.27
Car-Fem	-0.78±3.18	-0.27±2.70
Fem-Dor	-1.03±2.32	-1.51±4.42

4. 결론

동맥 경화도는 심혈관 질환의 위험성을 예측 할 수 있는 중요한 인자이다. 지금까지 초음파 및 압력 센서를 이용한 비침습적 방법을 이용한 동맥 경화도 진단 방법이 많이 활용 되어왔다. 그 중에서, 맥파전달속도(Pulse Wave Velocity; PWV)가 임상적으로 신뢰성 있

는 동맥 경화도 예측 할 수 있는 방법으로 널리 알려져 있다[7]. 하지만, 사용자가 스스로 측정하기에 센서나 장비 사용 방법이 복잡하다. 최근 이를 보완한 비교적 측정이 간편한 간접 인덱스를 이용한 장치가 개발 되었지만, 주로 부분적 동맥 경화도를 반영한 결과 밖에 볼 수 없으며 임상적 신뢰성이 밝혀지지 않았다는 한계가 있다[12].

본 연구는 기존의 동맥 전체의 PWV를 신뢰적으로 측정하는 방법을 지원하면서 센서 착용 및 장치 사용 방법을 쉽게 하여 환자 스스로 손쉽게 사용 할 수 있는 PWV측정장치 센서를 개발하였다. 이를 위하여, 압전필름센서를 이용하여 맥파를 측정하고, 심전도는 전도성 섬유로 건강전극을 구성하여 손목, 목, 발목에서 측정하였다. 탄성 밴드로 제작 된 기구는 피검자의 체형에 따라 쉽게 고정을 할 수 있도록 하였으며, 전도성 섬유의 피부 부착 상태를 안정적으로 유지하며, 압전필름센서를 맥동지점에 고정하는 역할을 한다. 특히, 압전필름센서는 유연하게 변형되어 피부에 밀착이 가능하고 탄성밴드와 피부 사이에 위치 할 때 충분히 진동 할 수 있을 뿐 아니라 그 면적이 Tonometry 센서 보다 넓어 정확한 혈관의 위치를 찾지 않아도 동맥 상부 경피의 맥동지점 부근에서 맥파 신호를 수집 할 수 있었다. 그리고, 맥파와 심전도 신호를 계속 장비로 전달하기 위하여 듀얼 센서 케이블을 개발하다. 이로써, 심전도 계속 전극과 달리 압전필름센서는 위치 변경이 자유롭고 피검자가 측정 시 다수의 센서 부착에 의한 불편함과 센서의 무게를 감경하였다.

그리고 개발 된 센서의 성능을 평가하기 위하여 PWV 측정 성능의 임상적 검증이 이루어진 PP-1000을 이용하였다[19]. 실험 시 피검자에게 동시에 두 장비의 센서를 동일한 위치에 부착하여 실험을 수행하였다. 실험 결과 다른 특성을 가진 두 센서의 결과에서 맥파 전이시간(Δt) 사이의 뚜렷한 양의 상관관계를 확인하였다. 측정의 재현성 측면에서도 압전필름센서는 PP-1000과 근소한 차이를 보여 PWV 측정을 위한 유용한 센서로 사용 가능함을 확인하였다. 본 논문에서 선정된 세 특징점 중 가장 뛰어난 성능을 보이는 특징점은 intersecting tangent 법으로 찾아낸 SP 였다. 이는 기존의 Tonometry 센서를 이용한 측정 방법 중 Foot-to-Foot 계산법을 위한 압력맥파의 1차 상승구간의 시작점을 intersecting tangent 법으로 찾아 낸 방법과 대응하는 지점임을 실험결과를 통하여 알 수 있었다.

우리는 본 연구에서 압전필름센서와 전도성 섬유를 이용한 신뢰성과 편의성을 갖춘 센서를 제안하였고, 성능을 평가를 통해 그 유용성을 검증하였다. 향후 본 센서로 환자에 대한 임상실험을 통해 얻어진 맥파전이시간과 환자의 다양한 변수를 이용하여 동맥경화도 진단을 위한 정확한 PWV를 추정하는 연구를 수행하여 장치의 신뢰성을 높인다면, 집에서도 손쉽게 사용 가능한 휴대용 PWV 측정 장치 개발이 가능 할 것으로 기대한다.

감사의 글

본 연구는 2011년도 정부(교육과학기술부) 한국연구재단(No. 7-2010-0582)과 지식경제부 한국산업기술진흥원의 전략기술인력양성사업의 지원으로 수행된 결과임.

REFERENCES

- [1] Safar ME, Levy BI, Laurent S, and London GM, "Hypertension and the arterial system: Clinical and therapeutic aspects", *J. Hypertension*, vol. 8, no. 7, pp. 113-119, 1990.
- [2] Bader H, "Importance of the gerontology of elastic arteries in the development of essential hypertension", *Clin Physiol Biochem.*, no. 1, pp. 36-56, 1983.
- [3] Frank O, "Die grundform des arteriellen pulses", *Z Biol.*, vol. 37, pp. 483-526, 1899.
- [4] Johnson CP, Baugh R, Wilson CA, and Burns J, "Age related changes in the tunica media of the vertebral artery: implications for the assessment of vessels injured by trauma", *J. Clin Pathol.*, vol. 54, pp. 139-45, 2001.
- [5] Hanna-Maaria Lakka, David E. Laaksonen, Timo A. Lakka, Leo K. Niskanen, Esko Kumpusalo, Jaakko Tuomilehto, and Jukka T. Salonen, "The metabolic syndrome and total and cardiovascular disease mortality in middle-aged men", *The Journal of the American Medical Association*, vol. 288, no. 22, pp. 2709-2716, 2002.
- [6] C. D. A. Stehouwer, R. M. A. Henry, and I. Ferreira, "Arterial stiffness in diabetes and the metabolic syndrome: a pathway to cardiovascular disease", *Diabetologia*, vol. 51, no. 4, pp. 527-539, 2008.
- [7] Stephane Laurent, John Cockcroft, Luc Van Bortel, Pierre Boutouyrie, Cristina Giannattasio, Daniel Hayoz, Bruno Pannier, Charalambos Vlachopoulos, Ian Wilkinson, and Harry Struijker-Boudier, "Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications", *European Heart Journal*, vol. 27, no. 21, pp. 2588-2605, 2006.
- [8] *Measurement Specialties 2006 Piezo Film Sensor Technical Manual* (Hampton, VA: Measurement Specialties Inc.).
- [9] Gruetzmann Anna, Hansen Stefan, and Müller Jörg, "Novel dry electrodes for ECG monitoring", *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 11, pp. 1375-1390, 2007.
- [10] Bert-Uwe Köhler, Carsten Hennig, and Reinhold Orglmeister, "The principles of software QRS detection", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 22, no. 1, pp. 42-57, 2002.
- [11] Y. Christopher Chiu, Patricia W. Arand, Sanjeev G. Shroff, Ted Feldman, and John D. Carroll, "Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms", *American Heart Journal*, vol. 121, no. 5, pp. 1460-1470, 1991.
- [12] Masanori Munakata, Nobuhiko Ito, Tohru Nunokawa, and Kaoru Yoshinaga, "Utility of automated brachial ankle pulse wave velocity measurements in hypertensive patients", *American Journal of Hypertension*, vol. 16, no. 8, pp. 653-657, 2003.
- [13] Roland Asmar, Athanase Benetos, Jirar Topouchian, Pierre Laurent, Bruno Pannier, Anne-Marie Brisac, Ralph Target, and Bernard I. Levy, "Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement", *Hypertensions*, vol. 26, no. 3, pp. 485-490, 1995.
- [14] Park, Jong Suk, Nam, Ji Sun, Cho, Min Ho, Yoo, Jeong Seon, Ahn, Chul Woo, Jee, Sun Ha, Lee, Hong Soo, Cha, Bong Soo, Kim, Kyung Rae, Lee, and Hyun Chul, "Insulin resistance independently influences arterial stiffness in normoglycemic normotensive postmenopausal women", *Menopause*, vol. 17, no. 4, pp. 779-784, 2010.
- [15] J.S. Nam, J.S. Park, M.H. Cho, S.H. Jee, H.S. Lee, C.W. Ahn, W.L. Lowe, and K.R. Kim, "The association between pulse wave velocity and metabolic syndrome and adiponectin in patients with impaired fasting glucose: Cardiovascular risks and adiponectin in IFG", vol. 84, no. 2, pp. 145-151, 2009.
- [16] C. Fabrizio, A. Pasquale, and C. Pasquale. "A piezo-film-based measurement system for global haemodynamic assessment", *Physiological Measurement*, vol. 31, no. 5, pp. 697-714, 2010.
- [17] Junghyeon Choi, Wookhyun Cho, Junho Park, Namhoon Kim, Hyangsook Seong, and Jongman Cho, "Development of feature points detection

algorithm for measuring of pulse wave velocity”, *Journal of Sensor Science and Technology*, vol. 20, no. 5, pp. 343-350, 2011.

[18] Sang-Joong Jung, Yong-Su Seo, and Wan-Young Chung, “Pulse wave analysis system using wrist type oximeter for u-Health service”, *J. Kor. Sensors*

Soc., vol. 19, no. 1, pp. 17-24, 2010.

[19] Nak Bum Lee and Chang Gyu Park, “Reproducibility of regional pulse wave velocity in healthy subjects”, *Korean Journal of Internal Medicine*, vol. 24, no. 1, pp. 19-23, 2009.



김 정 채 (Jungchae Kim)

- 2006년 2월 경희대학교 동서의료공학과 (공학사)
- 2006년 3월~현재 연세대학교 생체공학 협동과정 박사과정



지 선 하 (Sun Ha Jee)

- 1995년 연세대학교 보건학 박사
- 1997년~현재 연세대학교 보건대학원 조교수, 부교수, 교수



유 선 국 (Sun Kook Yoo)

- 1989년 연세대학교 전기공학과(공학박사)
- 1995년~현재 연세대학교 의과대학 의학 공학교실 조교수, 부교수, 교수