

부분최소자승법을 이용한 혈압 측정에 관한 연구

김용주 남은혜 최창현 김종덕

A Study on Measurement of Blood Pressure by Partial Least Square Method

Y. J. Kim E. H. Nam C. H. Choi J. D. Kim

Abstract

The purpose of this study was to develop a measurement model based on PLS (Partial least square) method for blood pressures. Measurement system for blood pressure signals consisted of pressure sensor, I/O interface and embedded module. A mercury sphygmomanometer was connected with the measurement system through 3-way stopcock and used as reference of blood pressures. The blood pressure signals of 20 subjects were measured and tests were repeated 5 times per each subject. Total of 100 data were divided into a calibration set and a prediction set. The PLS models were developed to determine the systolic and the diastolic blood pressures. The PLS models were evaluated by the standard methods of the British Hypertension Society (BHS) protocol and the American Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI). The results of the PLS models were compared with those of MAA (maximum amplitude algorithm).

The measured blood pressures with PLS method were highly correlated to those with a mercury sphygmomanometer in the systolic ($R^2=0.85$) and the diastolic blood pressure ($R^2=0.84$). The results showed that the PLS models were the effective tools for blood pressure measurements with high accuracy, and satisfied the standards of the BHS protocol and the AAMI.

Keywords : Blood pressure, Partial least square method, Maximum amplitude algorithm

1. 서론

의학 분야에서 중요한 위치를 차지하고 있는 혈압은 환자의 건강 상태를 판단하기 위한 기준의 하나로 혈관 내를 흐르는 혈액이 혈관 벽에 미치는 압력을 의미하며, 혈액이 산소와 영양분을 신체 조직에 운반하기 위해 반드시 필요하다. 혈압은 인체의 상태에 따라 변화하며, 운동 시에는 혈압이 상승하고 수면 및 안정 상태에서는 혈압이 감소하게 된다(Fox, 2006). 수축기 혈압(systolic blood pressure, SBP)은 심실이 수축하여 혈액이 동맥 속으로 밀려나갔을 때의 혈압, 이완기 혈압(diastolic blood pressure, DBP)은 심실이 확장하여 혈액이

밀려나가지 않을 때의 혈압을 말하며, 수축기 혈압과 이완기 혈압과의 차이를 맥압이라 한다. 대표적인 혈압 관련 질환인 고혈압은 식습관의 변화에 따라 발생빈도가 증가하는 추세에 있으며, 다른 질병에 비해 비교적 증상이 없으나 뇌졸중, 심부전, 관상동맥질환 등 치명적인 합병증을 유발할 수 있기 때문에 보다 지속적인 관리와 치료가 필요하여(Yang and Choi, 1985) 가정에서도 손쉽게 측정할 수 있는 자동 혈압 측정기에 대한 수요가 늘어나고 있다.

혈압 측정 방법은 크게 말초동맥 내에 카테터를 삽입하여 압력을 직접적으로 측정하는 관혈적 방법과 가압대를 상완동맥 2~3 cm 위에 감아 심장 수축압력 이상으로 팽창시킨 뒤,

This work was supported by the Korea Science and Engineering Foundation (KOSEF) grant funded by the Korea government (MEST) (No. R01-2004-000-10755-0). The article was submitted for publication on 2008-10-06, reviewed on 2008-10-30, and approved for publication by editorial board of KSAM on 2008-11-13. The authors are Yong Joo Kim, Senior Research Engineer, KSAM member, LS Mtron LTD., Anyang, Eun Hye Nam, Researcher, Korea Food Research Institute, Seongnam, Chang Hyun Choi, Professor, KSAM member, and Jong Deok Kim, Researcher, KSAM member, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, Korea. Corresponding author: C. H. Choi, Professor, Dept. of Bio-Mechatronic Engineering, Sungkyunkwan University, Suwon, 440-746, Korea; Fax: +82-31-290-7830; E-mail: <chchoi@ssku.ac.kr>.

2~3 mmHg/s로 감압하면서 간접적으로 측정하는 비관혈적 방법으로 나누어진다. 비관혈적 방법은 관혈적 방법보다 정확도가 낮으나 환자에게 고통을 주지 않고 위험성이 적기 때문에 많이 사용되고 있으며, 측정 방식에 따라 청진법, 촉진법, 초음파법, 오실로메트릭법 등으로 나누어진다. 청진법(auscultatory method)은 가압대와 상완동맥 사이에 청진기의 진동판(diaphragm)을 넣어 혈류에 의해 발생하는 소리(korotkoff sound)와 혈관의 떨림을 청진기로 들어 수축기와 이완기 혈압을 측정하는 방법으로 비교적 정확한 장점이 있으나, 일반인이 쉽게 사용하기가 어려워 주로 병원 등에서만 사용되고 있다. 촉진법(palpitory method)은 감압 시 손목에서 촉감으로 수축기 혈압을 측정하는 방법으로 korotkoff 음이 너무 작아서 측정할 수 없을 때 사용하며, 이완기 혈압은 측정할 수 없는 단점이 있다. 초음파법(ultrasound method)은 청진기로 korotkoff 음을 듣는 대신에 초음파 감지기를 사용하여 동맥벽의 운동을 탐지하는 방법으로 유아와 저혈압 환자에게도 쓸 수 있으며 잡음이 많은 환경에서도 사용할 수 있으나, 측정대상이 움직이면 센서와 혈관 벽을 왕복하는 초음파 신호의 경로에 변화를 주게 되어 측정이 어려운 단점이 있다. 오실로메트릭법(oscillometric method)은 감압 시 혈압에 의해 가압대에 발생하는 진동인 오실레이션(oscillation)을 압력 센서(pressure sensor)로 측정하는 최대진폭 알고리즘(maximum amplitude algorithm, MAA)을 이용하는 방법으로 korotkoff 음이 작은 소아 및 쇼크 상태 환자의 혈압 측정이 가능한 장점이 있어 가정이나 병원 등에서 사용하고 있는 전자식 자동혈압계의 대부분이 이 방법을 사용하고 있다(Geddes, 1991). 최대진폭 알고리즘은 오실레이션의 크기가 최대가 되는 지점의 압력과 미리 정해 놓은 특성비율(characteristic ratio, CR)을 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 추정하는 알고리즘으로 정확한 혈압의 측정을 위해서는 정확한 최대 오실레이션 압력의 검출과 적절한 특성비율의 선정이 무엇보다 더 중요하다(Ursino and Cristalli, 1996).

Lee 등(2001)은 가압대의 크기와 피험자 팔뚝의 두께에 따라 가변적인 특성비율을 적용하여 전자 혈압계의 정확도를 향상시켰으며, 정확한 특성비율을 적용하기 위해서는 경험적으로 설정된 특성비율의 적용보다는 피험자의 성별, 나이, 혈압 측정 시간 등 다양한 인자를 고려한 특성비율을 적용해야 한다고 보고하였다. Lee(2003)와 Lee 등(2002)은 혈압 측정 시 피험자의 움직임이 오실레이션의 최대진폭 검출에 영향을 미쳐 전자 혈압계의 정확도를 떨어뜨린다고 보고하였으며, 보간법 및 포락선 검출 등의 방법을 사용하면 오실레이션 최대진폭의 추정이 가능하다고 보고하였다. 현재 오실로메트릭

법을 이용한 혈압 측정에 관한 연구는 주로 최대진폭알고리즘의 보정에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있으나 오실로메트릭법에 적합한 새로운 알고리즘 개발에 관한 연구는 미비한 실정이다.

부분최소자승(partial least square, PLS)법은 다변량 데이터를 주성분 분석하여 종속변수와 가장 상관관계가 높은 주성분을 이용한 통계적 모델 개발 방법으로 독립변수가 내포하고 있는 잠재적 주성분의 발견을 통해 예측 모델의 정확도를 높일 수 있으며, 여러 개의 독립변수를 동시에 사용하므로 데이터 수집 시 발생하는 오차를 줄일 수 있는 장점이 있다. Choi 등(2008)은 가시광선-근적외선 영역에서 원유의 스펙트럼이 중첩되는 것을 보정하기 위해 다양한 주성분을 통한 예측모델 개발이 가능한 부분최소자승법을 이용하여 성능이 우수한 체세포수 예측 모델을 개발하였다. Kim 등(1998)은 가시광선-근적외선을 이용한 쌀의 품질판정을 위해 부분최소자승법으로 단립 쌀의 함수율 및 단백질 함량 예측 모델을 개발하였으며, 부분최소자승법을 이용하면 동시에 여러 과장영역을 이용한 모델 개발이 가능하여 스펙트럼 측정 시 빛의 산란으로 발생하는 오차를 줄일 수 있다고 보고하였다.

그러므로 본 연구의 목적은 부분최소자승법을 이용한 혈압 측정에 관한 연구로서 혈압 신호 측정 시스템을 구현하고 부분최소자승법으로 혈압 측정 모델을 개발하여 부분최소자승법의 사용가능성을 제시하는데 있다.

2. 재료 및 방법

가. 최대진폭 알고리즘

최대진폭 알고리즘은 오실로메트릭법에서 수축기 혈압과 이완기 혈압의 측정을 위해 사용되는 알고리즘으로 그림 1과 같이 가압대를 가압하여 일정한 속도로 감압을 하며 측정한다.

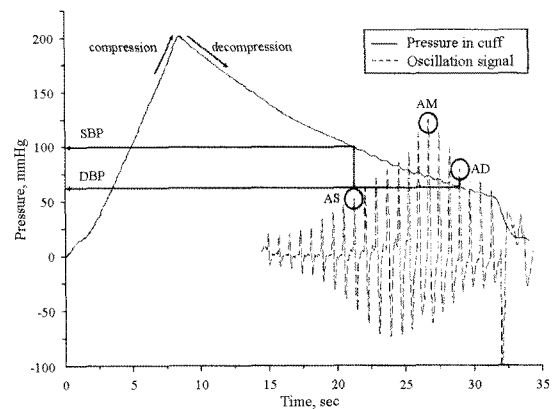


Fig. 1 Pressure in cuff and oscillation signal of blood pressure.

혈압 신호에서 오실레이션이 일어나는 부분을 추출하여 오실레이션의 진폭이 최대가 되는 지점을 검출한 후, 식 1과 같이 오실레이션의 최대진폭(AM)에 미리 정해 놓은 수축기 특성비율(CR_S)과 이완기 특성비율(CR_D)을 곱한 값에 해당하는 오실레이션 진폭(AS, AD)의 가압대 압력을 수축기 혈압(SBP)과 이완기 혈압(DBP)으로 추정하게 된다.

$$\begin{aligned} AS &= AM \times CR_S \\ AD &= AM \times CR_D \end{aligned} \quad (1)$$

여기서, AS는 수축기 혈압에서 가압대의 오실레이션 진폭, CR_S은 수축기 특성비율, AD는 이완기 혈압에서 가압대의 오실레이션 진폭, CR_D은 이완기 특성비율, AM은 가압대의 오실레이션 최대진폭이다.

최대진폭 알고리즘은 혈압을 직접 측정하는 것이 아니라 가압대에서 발생하는 오실레이션의 최대진폭과 경험적으로 결정된 특성비율을 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하기 때문에 오실레이션의 최대진폭 검출 과정에서 오차가 발생하게 된다. 오실레이션에서 진폭이 최대가 되는 지점은 그림 2(a)와 같이 피크점(peak)으로 나타나는 것이 이상적이지만, 측정 시 호흡 및 피험자의 움직임에 따라 그림 2(b)와 같은 평평한 고원 모양의 플래토(plateau)가 발생되며, 이는 최대진폭의 검출에 영향을 미치므로 전자혈압계를 이용한 혈압 측정 시 가장 큰 오차를 발생시킨다(Ursino and Cristalli, 1995).

나. 부분최소자승법

부분최소자승법은 주성분 분석으로 독립변수를 주성분 벡터(principle component vector)와 스코어 벡터(score vector)로 분해하여 종속변수의 예측모형을 개발하는 통계적 기법으로

주성분 분석 시 독립변수와 종속변수의 정보를 동시에 이용함으로써 종속변수의 크기에 따라 독립변수에 가중치 부여가 가능한 장점이 있다. 그러므로 독립변수와 종속변수는 식 (2)와 같이 각각 주성분 벡터와 스코어 벡터의 곱과 잔차(residual)로 표현이 가능하며, 이때 각각의 스코어 벡터를 이용하여 예측모형을 개발하게 된다. 본 연구에서는 독립변수 X를 혈압 오실레이션 데이터, 종속변수 Y를 기준 혈압 데이터로 하여 주성분 분석을 수행하였으며, 각각의 스코어 벡터로 고혈압과 저혈압의 예측 모델을 개발하였다.

$$\begin{aligned} X &= TP^T + E \\ Y &= UQ^T + F \\ B &= T^{-1}(U - H) \end{aligned} \quad (2)$$

- X : 독립변수
- Y : 종속변수
- T : 독립변수 X의 스코어 벡터
- U : 종속변수 Y의 스코어 벡터
- P : 독립변수 X의 주성분 벡터
- Q : 종속변수 Y의 주성분 벡터
- B : 예측 모델
- E, F, H : 잔차

다. 혈압 신호 측정 시스템

혈압 신호 측정 시스템은 압력 측정을 위한 압력 센서, 자체 이득 조절이 가능한 데이터 수집 장치, 측정된 신호의 저장 및 분석을 위한 임베디드 모듈로 구성하였으며, 그림 3과 같이 3-way stopcock을 이용하여 혈압 신호와 수은혈압계(Baumanometer, W. A. Baum, USA)를 이용한 기준 혈압을 동시에 측정하였다. 혈압 신호는 표 1과 같이 0.21 mV/mmHg

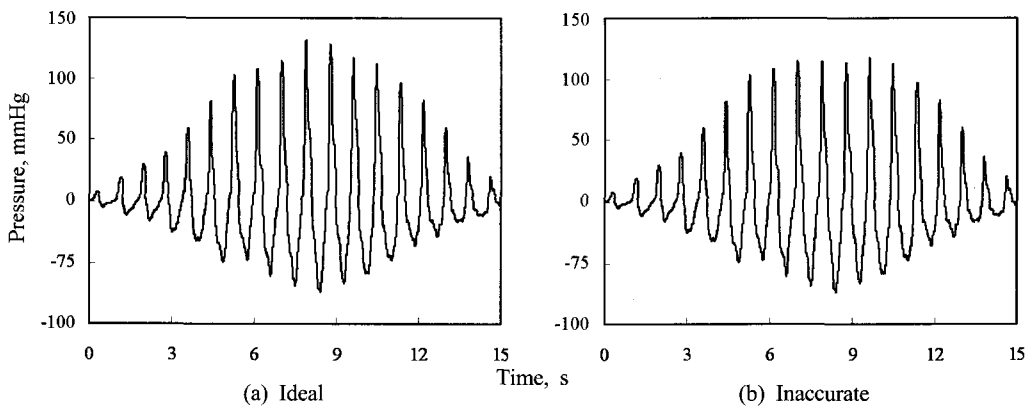


Fig. 2 Ideal and inaccurate oscillation signals of the blood pressure.

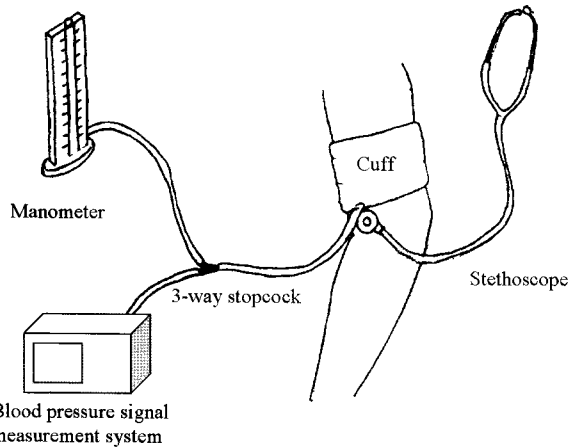


Fig. 3 Measurement technique of blood pressure and reference signals.

Table 1 Specifications of blood pressure signal measurement system

Item	Specifications
Pressure sensor	- 0.21 mV/mmHg
I/O interface	- 4 ch isolated input - 0.15 mA excitation, 33 kS/s sampling rate
Embedded module	- 1.2 GHz celeron processor, internal PCI bus - 10/100 base ethernet, USB/RS232C port

의 미세한 압력 변화 측정이 가능한 압력 센서(24PCDFA6D, Honeywell, USA)와 자체적으로 정전류 공급 및 필터 처리가 가능한 데이터 수집 장치(SCXI-1121, National Instrument, USA)를 사용하여 측정하였으며, 임베디드 모듈(PXI-8185, National Instrument, USA)로 전송하여 측정된 혈압 신호를 분석하였다. 이때 혈압 신호의 수집 및 보정은 다양한 신호처리 함수를 제공하여 신호계측이 용이한 Labview(version 8.2, National Instrument, USA) 프로그램을 사용하였다.

혈압 신호는 그림 4와 같이 혈압 오실레이션 신호의 진동 변화를 정밀하게 측정하기 위해 100 Hz의 샘플링 속도로 측정하였으며, 잡음 제거는 혈압 오실레이션의 신호가 0.5~3 Hz 인 점을 고려하여 3 Hz 저역통과 필터(lowpass filter, LPF)를 사용하였다. 오실레이션 신호는 잡음이 제거된 가압대의 감압 구간을 추출하여 검출하였으며, 피험자마다 혈압 측정 시간이 다른 점을 고려하여 오실레이션 신호를 동일한 샘플수

로 리샘플링하였다. 이때 리샘플링을 위한 데이터 수는 오실레이션이 발생하는 구간이 약 20초인 점을 고려하여 2,000개로 선정하였으며, 리샘플링한 데이터는 수축기 혈압과 이완기 혈압의 예측을 위한 혈압 측정 모델을 개발하고 검증하는데 사용하였다.

라. 실험방법

부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 모델의 가능성을 확인하기 위해 성인남녀 각각 10명의 기준 혈압과 오실레이션 신호를 혈압 신호 측정 시스템으로 측정하였다. 혈압은 나이 23~28세 사이의 성인남녀에 대해 최소 10분 이상의 안정된 상태를 유지한 후에 가압대의 위치를 심장 높이에 맞추어 측정하였으며, 기준 혈압은 수은혈압계로 측정된 혈압을 사용하였다. 데이터 수집은 각 피험자별로 1일에 1회씩 5일에 걸쳐 측정하여 총 100개의 오실레이션 데이터를 수집하였으며, 수집된 데이터는 모델 개발 및 분석 시 별도의 데이터로 사용하였다.

부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 모델의 성능평가는 기준 혈압 측정을 위한 수은혈압계와 상용화되고 있는 최대진폭 알고리즘 기반의 전자혈압계를 동시에 사용하여 수은혈압계와의 차이를 비교하는 것이 바람직하나 수동 가압 방식의 수은혈압계와 자동 방식의 전자혈압계를 동시에 사용하는 것이 어려워 동일한 피험자에 대해 수은혈압계와 전자혈압계(IA2, OMRON, Japan)를 3-way stopcock으로 연결하여 수은혈압계와의 차이를 비교·분석하였다. 이때 전자혈압계는 측정오차가 ±3 mmHg인 것을 사용하였다.

부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 모델 및 전자혈압계의 혈압 측정 결과에 대한 각각의 수은혈압계 측정 결과와의 차이는 표 2와 같이 전자혈압계의 개발 기준인 영국고혈압학회(British Hypertension Society, BHS) 프로토콜과 미국의료기기협회(Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)의 방법을 이용하여 평가하였다. 영국고혈압학회 프로토콜은 수은혈압계로 측정된 혈압과의 차이를 5, 10, 15 mmHg 세 단계의 누적백분율로 나타내어 각각의 비율에 따라 A, B, C, D 4개의 등급으로 나누고 있으며, 수축기 혈압과 이완기 혈압이

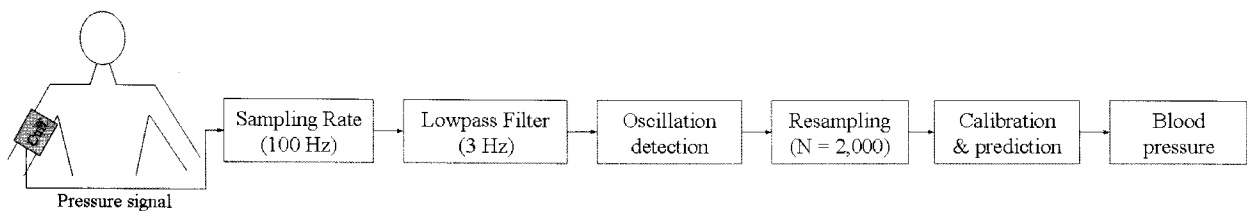


Fig. 4 Block diagram of signal processing for blood pressure signals.

Table 2 Standards of BHS protocol and AAMI for sphygmomanometer

Method	Grade	Difference between standard and test method		
		≤ 5 mmHg	≤ 10 mmHg	≤ 15 mmHg
BHS protocol cumulative percentage of readings (%)	A	80	90	95
	B	65	85	95
	C	45	75	90
	D	Worse than C		
AAMI	Pass	MD of ≤ 5 mmHg and SD ≤ 8.0 mmHg		
	Fail	Otherwise		

MD: Mean difference
SD: Standard deviation

모두 B 등급 이상이면 임상적용이 가능하다고 추천하고 있다. 미국의료기기협회는 수은혈압계로 측정한 혈압과의 차이에 대한 평균이 5 mmHg이하이면서 동시에 표준편차도 8 mmHg이하이면 적합하다고 판단하고 있으며, 본 연구에서는 통계프로그램인 SAS(version 9.1, SAS Institute, USA)로 쌍차 t 검정(paired t-test)을 수행하여 평가하였다.

마. 혈압 측정 모델 개발

혈압 측정 모델의 개발 위해 측정된 혈압 신호의 50%를 교정부로, 50%를 검증부로 분류하였다. 교정부와 검증부의 분류는 혈압의 크기에 대해 정렬한 후 순차적으로 선택하여 유사한 혈압 분포를 갖도록 하였으며, 교정부와 검증부는 각각 모델의 개발단계와 측정 모델의 최종평가에만 사용하였다. 부분최소자승법을 이용한 수축기 혈압과 이완기 혈압의 측정 모델을 상용 프로그램인 Unscrambler(version 9.6, Camo, Norway)를 사용하여 개발하였다.

혈압 측정 모델은 교차검증(cross validation)을 이용하여 개발하였으며, 최대 팩터 수(factor)를 20으로 설정하고 각각의 팩터에 대한 결정계수(R²)와 교정부 오차(standard error of calibration, SEC)를 비교하여 최적 모델을 개발하였다. 또한 개발된 모델의 측정 성능은 검증부 결정계수(R²)와 검증부 오차(standard error of prediction, SEP)를 이용하여 평가하였다.

3. 결과 및 고찰

가. 기준 혈압 측정 결과

부분최소자승법과 최대진폭 알고리즘을 이용한 혈압 측정 방법의 성능평가를 위해 동일한 피험자에 대해 수은혈압계로 측정한 기준 혈압은 표 3과 같이 나타났다. 혈압 신호 측정 시스템을 이용한 경우의 기준 혈압은 수축기 혈압이 평균 122.77 mmHg, 표준편차는 9.95 mmHg로 나타났으며, 이완기 혈압의 평균과 표준편차는 각각 77.59 mmHg와 8.65 mmHg로 나타났다. 전자혈압계의 기준 혈압은 수축기 혈압의 평균과 표준편차가 각각 124.71 mmHg와 9.91 mmHg로 나타났으며, 이완기 혈압의 평균은 79.63 mmHg, 표준편차는 8.72 mmHg로 나타나 측정된 혈압이 유사한 범위와 분포를 보이고 있음을 알 수 있다. 또한 수축기 혈압이 140 mmHg이상이거나 이완기 혈압이 90 mmHg이상일 때를 고혈압으로 규정한 WHO-ISO(1999)의 고혈압 분류 및 관리 기준을 고려하면 피험자의 일부가 고혈압 증상을 보이는 것으로 나타났다.

나. 혈압 측정 모델의 개발 결과

부분최소자승법으로 수축기 혈압과 이완기 혈압의 측정 모델을 개발하여 검증한 결과, 수축기 혈압은 그림 5와 같이 교정부 결정계수가 0.87, 교정부 오차가 4.53 mmHg로 나타났으며, 검증부 결정계수와 검증부 오차는 각각 0.85와 4.85

Table 3 Results of measured blood pressure with mercury sphygmomanometer

(N=100)

Case	Blood pressure	Mean	Max.	Min.	SD
Reference values for PLS method	SBP (mmHg)	122.77	140	106	9.95
	DBP (mmHg)	77.59	93	64	8.65
Reference values for oscillometric method	SBP (mmHg)	124.71	144	109	9.91
	DBP (mmHg)	79.63	90	68	8.72

SD: Standard deviation

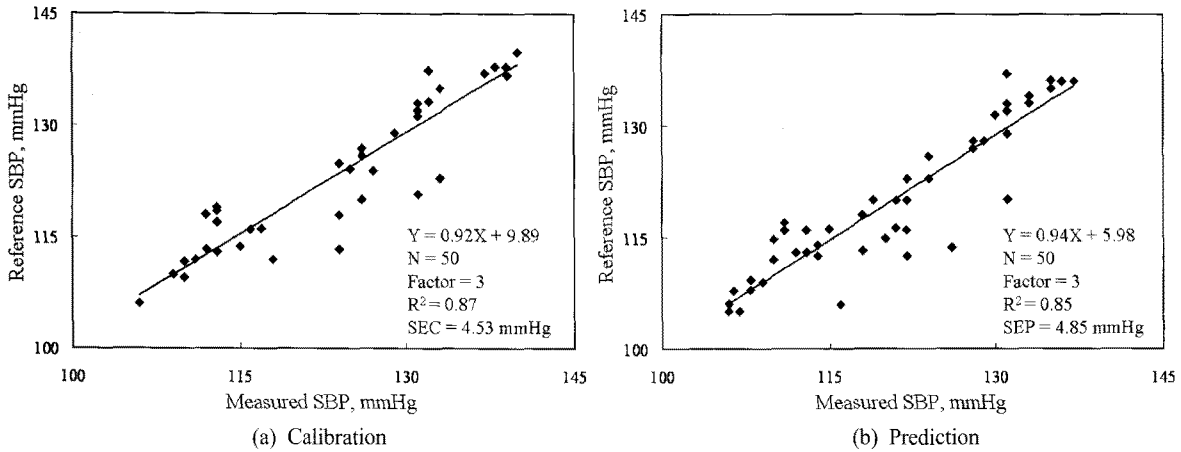


Fig. 5 PLS results for systolic blood pressures.

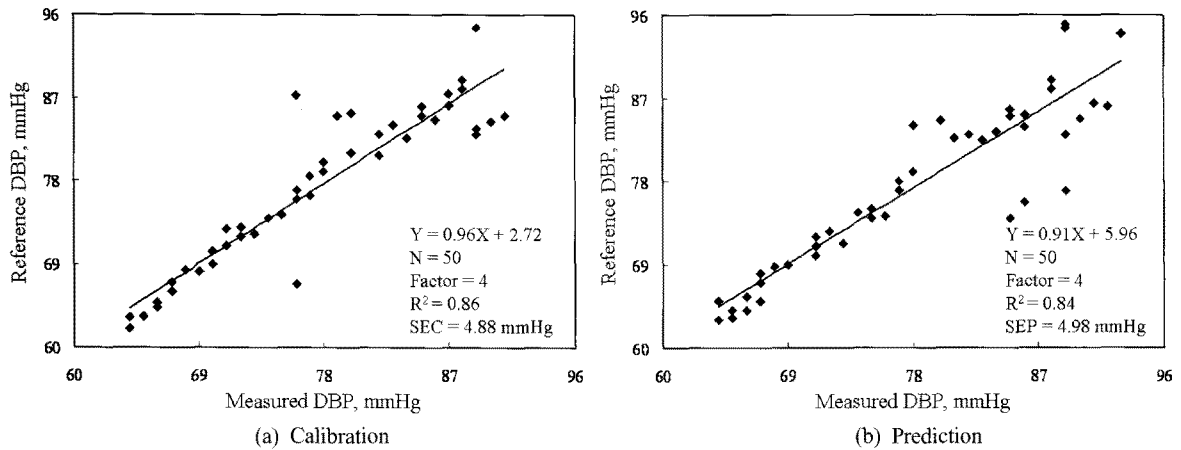


Fig. 6 PLS results for diastolic blood pressures.

mmHg로 나타나 개발된 모델로 수축기 혈압의 예측이 가능함을 알 수 있다. 이완기 혈압은 그림 6과 같이 교정부 결정계수와 오차가 각각 0.86, 4.88 mmHg로 나타났으며, 검증부 결정계수와 검증부 오차가 각각 0.84, 4.98 mmHg로 나타나 개발된 모델에 의한 이완기 혈압의 예측이 가능함을 확인하였다. 부분최소자승법을 이용한 수축기 혈압과 이완기 혈압의 측정모델은 결정계수가 모두 0.9 미만으로 다소 낮은 결정계수를 보이고 있으나 표준오차는 모두 5 mmHg 미만으로 상용화되고 있는 전자혈압계의 오차 범위 3 mmHg와 유사한 범위를 보이고 있어 개발된 모델로 혈압의 측정이 가능할 것으로 판단된다.

다. 혈압 측정 모델의 성능평가

부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 방법의 성능은 영국고혈압학회(BHS) 프로토콜과 미국의료기기협회(AAMI)에서 채택한 기준에 따라 평가하였으며, 최대진폭 알고리즘 기반의

전자혈압계의 결과와 비교분석하였다. 부분최소자승법으로 측정된 혈압과 수은혈압계로 측정된 혈압의 차이를 각각 계산하여 영국고혈압학회 프로토콜의 기준에 따라 누적백분율로 정리한 결과, 표 4와 같이 수축기 혈압은 5 mmHg 이하가 88%, 10 mmHg 이하가 96%, 15 mmHg 이하가 100%로 나타났으며, 이완기 혈압은 5 mmHg 이하, 10 mmHg 이하, 15 mmHg 이하가 각각 89%, 97%, 100%로 나타나 수축기 혈압과 이완기 혈압이 모두 A 등급으로 판정되어 개발된 측정 모델에 의한 혈압 측정이 가능함을 알 수 있다. 또한 전자혈압계로 측정된 혈압의 수축기 혈압은 5 mmHg 이하가 83%, 10 mmHg 이하가 90%, 15 mmHg 이하가 96%로 나타났으며, 이완기 혈압은 각각 75%, 88%, 94%로 나타나 수축기 혈압은 A 등급으로 나타났으나, 이완기 혈압은 B 등급으로 판정되어 부분최소자승법에 의한 혈압 측정 방법이 전자혈압계로 측정된 방법보다 비교적 우수한 성능을 나타내는 것을 알 수 있다.

Table 4 Evaluation of PLS and MAA methods by the BHS protocol standard

(N=100)

Method	Blood pressure	Difference			Grade
		≤ 5 mmHg	≤ 10 mmHg	≤ 15 mmHg	
PLS	SBP	88%	96%	100%	A
	DBP	89%	97%	100%	A
MAA	SBP	83%	90%	96%	A
	DBP	75%	88%	94%	B

Table 5 Evaluation of PLS and MAA methods by the AAMI standard

(unit: mmHg)

Method	Blood pressure	Mean	SD	AAMI criteria
PLS	SBP	0.33**	3.43	Pass
	DBP	0.72**	3.70	Pass
MAA	SBP	3.34**	7.21	Pass
	DBP	3.07**	6.01	Pass

SD: Standard deviation

**P<0.01

부분최소자승법과 전자혈압계로 측정된 혈압을 각각 수은혈압계와의 차이를 계산하여 쌍차 t 검정으로 미국의료기기협회 기준으로 평가한 결과는 표 5와 같이 나타났다. 부분최소자승법을 이용하여 혈압을 측정할 경우, 수은혈압계와의 차이는 수축기 혈압이 평균 0.33 mmHg, 표준편차 3.43 mmHg로 나타났으며, 이완기 혈압은 각각 0.72 mmHg와 3.70 mmHg로 나타나 모두 미국의료기기협회의 기준을 통과하였다. 전자혈압계를 이용한 경우의 수은혈압계와의 차이는 수축기 혈압이 평균 3.34 mmHg, 표준편차 7.21 mmHg로 나타났으며, 이완기 혈압은 각각 3.07 mmHg와 6.01 mmHg로 나타나 기준인 평균 5 mmHg와 표준편차 8 mmHg를 만족하였으나 부분최소자승법을 이용한 경우보다 수은혈압계와의 차이가 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 그러므로 본 연구에서 제시한 부분최소자승법을 이용하여 전자혈압계를 이용한 경우보다 안정된 혈압의 측정이 가능하였으며, 향후 부분최소자승법의 수학적 전처리 및 적정 영역 선택 등의 방법을 이용하면 신뢰성 있는 혈압 예측 모델의 개발이 가능할 것으로 판단된다.

4. 요약 및 결론

본 연구는 혈압 측정 시스템에 이용할 수 있는 부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 모델을 개발하여 성능을 평가하였으며, 주요결과를 요약하면 다음과 같다.

- (1) 혈압 신호 측정 시스템과 수은혈압계 이용하여 측정된 오실레이션 데이터와 기준 혈압으로 부분최소자승법을

이용한 수축기 혈압과 이완기 혈압의 측정 모델을 개발하여 검증하였다. 수축기 혈압은 검증부 결정계수가 0.85로 나타났으며 이완기 혈압의 검증부 결정계수는 0.84로 다소 낮게 나타났으나 표준오차가 5 mmHg 미만으로 상용화된 전자혈압계의 오차 범위 3 mmHg와 유사한 범위를 보이고 있어 개발된 모델로 혈압의 예측이 가능함을 확인하였다.

- (2) 부분최소자승법을 이용한 혈압 측정 방법의 성능평가는 영국고혈압학회 프로토콜과 미국의료기기협회의 기준에 따라 수행하였으며, 최대진폭 알고리즘 기반의 전자혈압계의 결과와 비교하였다. 영국고혈압학회 프로토콜의 기준에 따르면 부분최소자승법에 의해 측정된 수축기 혈압과 이완기 혈압은 모두 A 등급으로 판정되었으며, 전자혈압계의 수축기 혈압과 이완기 혈압은 각각 A와 B 등급으로 판정되었다. 부분최소자승법에 의한 혈압 측정 방법이 전자혈압계로 측정된 방법보다 비교적 우수한 성능을 보이고 있음을 확인하였다. 미국의료기기협회 기준으로 평가한 결과, 부분최소자승법은 수축기 혈압과 이완기 혈압이 각각 0.33±3.43 mmHg와 0.72±3.70 mmHg로 모두 기준을 통과하였다. 전자혈압계의 경우 수축기 혈압과 이완기 혈압은 각각 3.34±7.21 mmHg와 3.07±6.01 mmHg로 나타나 모두 기준을 통과하였으나 수은혈압계와 큰 차이를 보이는 것을 알 수 있었다. 영국고혈압학회 프로토콜과 미국의료기기협회의 기준에 따라 성능을 평가한 결과 부분최소자승법을 이용한 방법이 기존의 최대진폭 알고리즘보다 안정된 혈압 측정이 가능하였으며, 향후 수학적 전처리

및 적정 영역 선택 등의 방법을 이용하면 신뢰성 있는 혈압 예측 모델의 개발이 가능할 것으로 판단되었다.

- (3) 부분최소자승법에 의한 혈압 측정 모델은 효용성이 있다고 판단되었으나 본 연구의 피험자가 20명으로 한정되었다는 점에서 결과를 임상적으로 적용하는데 한계가 있어 더 많은 피험자를 대상으로 한 데이터 수집과 동맥내압을 측정하는 침습적 방법에 의한 정확성 검사가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Choi, C. H., Y. J. Kim, K. S. Kim and T. H. Choi. 2008. Development of measuring technique for somatic cell count in raw milk by spectroscopy. *Journal of Biosystems Engineering* 33(3):210-215. (In Korean)
2. Fox, Stuart Ira. 2006. *Human Physiology*. McGraw-Hill, Boston.
3. Geddes, L. A. 1991. *Handbook of blood pressure measurement*. Humana, Clifton, NJ.
4. Kim, J. M., C. H. Choi, B. K. Min and J. H. Kim. 1998. Development of prediction model for moisture and protein content of single kernel. *Journal of the Korean Society for Agricultural Machinery* 23(1):49-56. (In Korean)
5. Lee, J. S., Y. A. Roh, S. Y. Lee, J. E. Park and Y. K. Kim. 2001. An implementation of non-invasive blood pressure system using variable characteristic ratio. *The Journal of the Korean Institute of Maritime Information and Communication Sciences* 5(7):1263-1271. (In Korean)
6. Lee, J. Y., J. K. Kim and G. Yoon. 2002. Digital envelope detector for blood pressure measurement using an oscillometric method. *Journal of Medical Engineering & Technology* 26(3):117-122.
7. Lee, S. Y. 2003. Development of a High Performance Medical Blood Pressure Measurement System. Ajou University Master thesis. (In Korean)
8. Ursino, M. and C. Cristalli. 1995. Mathematical modeling of noninvasive blood pressure estimation techniques - part II: Brachial Hemodynamics. *Journal of Biomechanical Engineering* 117(1):117-126.
9. Ursino, M. and C. Cristalli. 1996. A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 43(8):761-778.
10. WHO-ISO. 1999. 1999 World health organization-International society of hypertension guidelines for the management of hypertension. *Journal of Hypertension* 17(2):151-183.
11. Yang, I. M. and Y. G. Choi. 1985. Hypertension and hypotension. *Family Physician* 6(6):23-25. (In Korean)