

# 이중 커프 오실로메트릭법을 이용한 비침습 동맥압 측정시스템의 설계

## Design of Noninvasive Arterial Blood Pressure Measurement System by Using Double-Cuffs Oscillometric Method

이 필 재\* · 이 영 재\*\* · 김 동 준\*\*\* · 이 재 호\* · 임 민 규\* · 이 정 환†

(Pil-Jae Lee · Young-Jae Lee · Dong-Jun Kim · Jae-Ho Lee · Min-Gyu Lim · Jeong-Whan Lee)

**Abstract** - In this study, a new blood pressure measuring system was proposed and implemented. An additional small-cuff was placed on the center of a inner cuff to measure morphological signals and new oscillometric ratio. The proposed BP-measuring system is composed of an external cuff, an inner cuff and a small-cuff. Oscillation signal from small-cuff is interpolated with 7th-order fitting polynomials and SBP, DBP ratio were 22.2% and 87.7%. Experimental data were gathered from 20 volunteers (25±4 years) and arterial blood pressure values were compared with auscultation, sphygmomanometers, small-cuff and inner-cuff. As a result, the difference in systolic BP between auscultation and the small-cuff was 1.93(±1.28) mmHg, and the inner-cuff was 4.53(±4.39) mmHg, and sphygmomanometer was 6.68(±3.99) mmHg, and the corresponding difference in diastolic BP was 2.50(±2.04) mmHg, 3.50(±3.19) mmHg, 7.35(±5.62), respectively.

**Key Words** : Systolic BP, Diastolic BP, Mean arterial pressure, Small cuff, Oscillometric method

### 1. 서 론

현대사회에서의 고령화 및 불규칙한 생활과 서양화된 식습관으로 인한 심혈관계 질환이 대두되고 있으며 그에 따라 건강을 검진하기 위한 지표의 하나로 혈압이 중요시되었다. 또한 유비쿼터스 건강관리가 떠오르면서 각 가정에서 혈압을 측정하고 이를 장기적으로 기록하거나 전문가에게 전송하는 방식도 진행되고 있는 과정이다[1][2]. 하지만 현재 시판되는 전자혈압계는 오차가 있으며 비록 관용될 정도라고 하더라도 보다 더 정확한 혈압계의 개발은 필요한 실정이다.

전자혈압계에 사용되는 오실로메트릭법의 측정방법은 그림 1과 같이 파형 중 진폭이 최대 크기가 될 때를 평균 동맥압(MAP: Mean Arterial Pressure)으로 정한 후, 그 진폭의 크기가 식(1)과 같이 평균 동맥압의 크기에 비례해서 약 45%~57%가 되는 지점을 수축기로, 약 74%~82%가 되는 지점을 이완기로 채택하는 혈압 측정 방식이다[3-5]. 그림 1에 나타나는 진동(oscillation) 형태는 하나의 커프를 사용하여 측정된 것으로 수축기 혈압으로 추정되는 위치에서 피크점들의 경사도가 낮아 비윤측정에서의 오차가 발생하기 쉽

다는 문제점이 있다. 또한 커프 내의 압력이 커프가 압박하는 혈관의 압력보다 높으며 그 차이 또한 위치마다 다르므로 가능한 커프 압력과 실제 압력이 같은 부위에서의 측정이 요구된다. 이 외에도 기존의 혈압 측정 원리에서 다양한 방법을 이용하여 특징점을 찾는 연구는 계속되어지고 있으며[6] 본 연구와 같이 측정 원리를 변화하여 새로운 방법으로 측정하는 연구도 진행되고 있다[7][8].

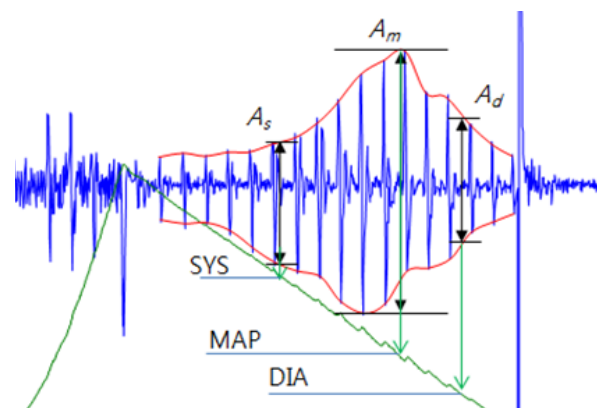


그림 1 평균동맥압을 이용한 혈압추정 방법

Fig. 1 Estimation BP utilizing MAP

† 교신저자, 정회원 : 건국대 의료생명대 의학공학부 부교수  
건국대 의공학실용기술연구소·공박

E-mail : jwlee95@kku.ac.kr

\* 준 회 원 : 건국대 의학공학부 석사과정

\*\* 정 회 원 : 건국대 의학공학부 박사과정

\*\*\* 정 회 원 : 청주대 공대 전자정보공학부 교수·공박

접수일자 : 2012년 4월 5일

최종완료 : 2012년 5월 7일

$$\frac{A_s}{A_m} : 0.45 \sim 0.57 (100 \sim 190 \text{ mmHg})$$
$$\frac{A_d}{A_m} : 0.74 \sim 0.82 (55 \sim 115 \text{ mmHg}) \quad (1)$$

본 논문은 커프의 중앙부에 긴 원형스타일의 소형 커프를 추가하여 독립적으로 커프 압력의 진동을 측정하는 방법을 제안하며 일반 커프 방식의 측정 결과와 비교하였다. 혈압을 측정하기 위한 혈압 측정 시스템을 제작하는 과정에 대해 기술하였으며 신호처리에 사용된 필터 및 보간 방법을 제시하고 청진법과의 비교를 통해 소형 커프의 효과를 데이터로 제시하였다.

2. 혈압 측정 시스템

그림 2는 혈압측정 시스템의 제어보드로 신호처리를 하는 마이크로프로세서(A)와 압력을 전압으로 변화해주는 압력센서(B), 펌프 및 솔레노이드를 제어하는 모터 드라이버(C)와 압력센서로 얻은 아날로그 전압값을 통해 절대 압력과 진동을 구하는 필터(D) 및 출력(E)과 스위치(F)로 구성되어 있다.

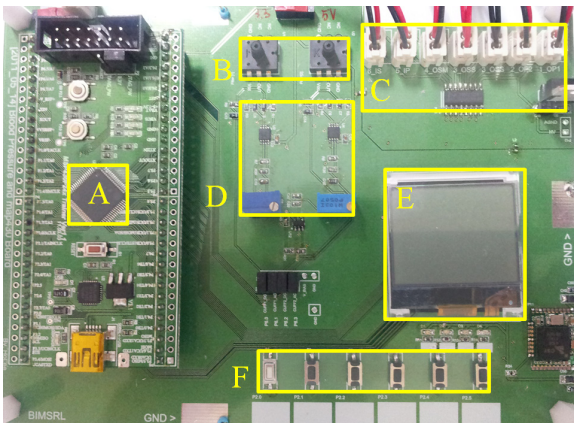


그림 2 혈압측정 시스템 구현을 위한 제어보드  
Fig. 2 Control board of BP-measuring system

마이크로프로세서는 TI(Texas Instruments)에서 제작된 MSP430F247로서 16bit RISC 구조를 채택하고 있어 연산속도가 빠르며 하드웨어 고품질을 내장하고 있어 혈압을 측정하는 과정에서 적용되는 보간법 연산 작업을 독자적으로 짧은 시간 내에 처리 가능하다. 그 외에도 내장되어있는 ADC(Analog-to-Digital Converter) 모듈은 최대 200 KSPS(Kilo-Samples Per Second) 속도로 12 bits 분해능의 A/D 변환을 지원하므로 압력센서로부터 오는 아날로그 데이터를 디지털 신호로 변환할 때 양자화 오차를 줄일 수 있을 뿐 아니라 소비전력을 최소화 할 수 있는 저전력 모드 기능도 포함하고 있다.

혈압측정 시스템에 사용된 압력센서(33A-007G-2210, Smate, USA)는 DC 5.0 V로 저전압에서 동작가능하며 정확도는 100% ±1.8% FS로 온도보상 및 내장형 OP-AMP를 갖추고 있으며 아날로그로 출력된다. 측정 압력 범위는 0~7 psi로 0~362 mmHg의 압력 대역을 나타낼 수 있으므로 자동 혈압계에 사용하기에 적합하다.

그림 3은 혈압측정 시스템의 구성도를 나타낸 것이다. 외부 커프(Ext\_Cuff)는 2개의 펌프와 3개의 솔레노이드로 연결되어 있으며 내부 커프의 압력에 의존해 동작 모드가 결

정되고 내부 커프(Int\_Cuff)는 1개의 펌프와 1개의 솔레노이드로 연결되어 있다.

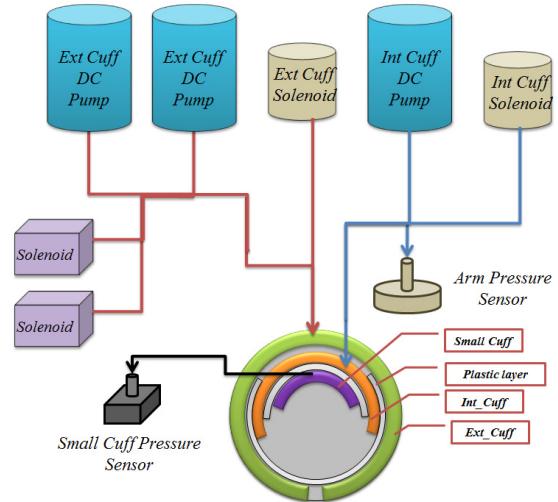


그림 3 혈압측정 시스템 전체 구성도  
Fig. 3 Configuration of the proposed BP-measuring system

2.1 커프 구성 방법

그림 4는 커프의 형태이며 내부 커프가 피험자의 팔뚝 둘레에 닿을 때까지 팽창하여 내부 커프의 시작 압력을 일정하게 맞춰주는 외부 커프(c)와 실제 조직을 압박하고 압력을 측정하는 내부 커프(b), 진동만을 측정하는 소형 커프(a)로 구성되어있다.

외부 커프의 사이즈는 폭 12 cm와 둘레 41 cm로 구성되어있으며 내부 커프는 폭 11 cm와 둘레 27 cm로 구성되어 있다. 외부 커프와 내부 커프 사이에는 연성 플라스틱을 넣어 신호 간섭을 줄였으며 이 플라스틱의 크기는 반원형 형태로 두께가 1 mm이며 폭과 둘레는 9.5 cm × 45 cm이다.

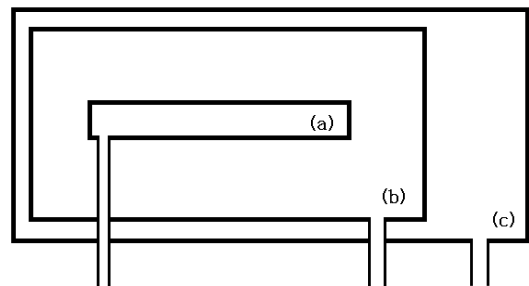


그림 4 커프의 단면도 (a) 소형커프 (b) 내부커프 (c) 외부커프  
Fig. 4 Schematic view of cuffs (a) small cuff (b) interior cuff (c) exterior cuff

소형 커프의 재질은 고무 튜브로 크기는 폭 1 cm와 길이 14 cm로 제작되었다. 그리고 내부 커프와 소형 커프 사이에도 플라스틱을 배치하여 커프 간의 신호간섭을 줄였다. 사용한 플라스틱의 크기는 두께가 1 mm이며 폭과 둘레가 3

cm × 21 cm가 되도록 제작되었고 소형 커프의 공기의 양은 일정하게 하였으며 위치는 내부 커프의 중앙에 배치하였다.

### 2.2 필터 설계

그림 5는 압력 센서 신호의 데이터 처리 흐름도이다. 커프의 절대 압력 신호를 측정하기 위해서 진동 신호를 제거하는 0.5 Hz의 LPF를 적용하였으며 진동 신호를 측정하기 위해서 기저선을 제거하는 1.1 Hz의 HPF를 적용한 후 증폭을 하고 전원 잡음 및 백색 잡음을 제거하기 위한 20 Hz의 LPF를 적용하였다. 절대 압력 및 진동 신호는 각각 100 Hz로 A/D 변환 후 7점 이동 평균 필터를 사용하였다.

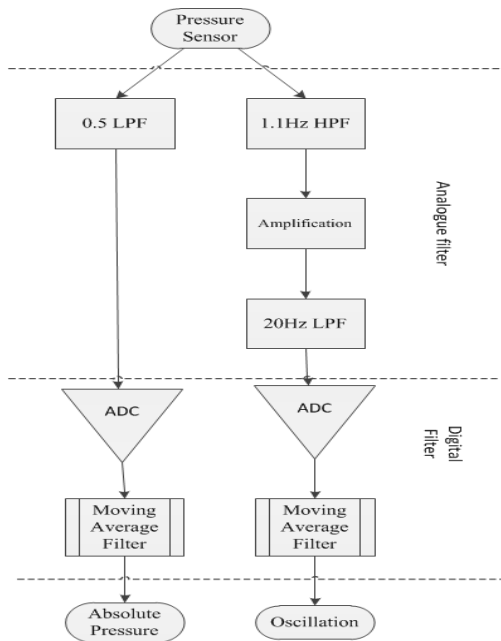


그림 5 압력신호의 처리 흐름도  
Fig. 5 Processing flow-chart of pressure signal

### 2.3 피크검출 및 보간법

오실로메트릭법은 진동의 크기를 사용하는 알고리즘이므로 정확한 피크를 검출하는 것은 중요하며 특히 마이크로프로세서의 경우 A/D 변환한 모든 데이터를 보관할 수 없기에 실시간적인 검출 알고리즘이 요구된다. 본 연구에서는 피크를 검출하기 위해 0.5초 동안의 신호 데이터를 저장할 수 있도록 정수형 변수 50개로 이루어진 창을 만든 후 10 ms마다 새로운 값을 넣어 갱신하도록 하였다. 이때 100 ms마다 창에서 최대값을 찾도록 하여 3번 이상 연속적으로 하나의 피크가 최대값으로 인식될 경우 1차 피크로 선정하였다. 혈압의 진동신호에서 피크의 크기는 주변 피크의 크기의 ±30%내에서 변하는 것으로 판단하여 1차 피크 중 전 피크의 크기보다 150%를 초과하거나 50%미만일 경우 피크 후보 목록에서 제거하였다. 이때 소형 커프의 신호에서 맥진동이 시작 될 때 발생하는 급격한 진폭의 증가는 150%를

초과하며 이 구간에 대해서는 예외 처리를 하였다. 소형 커프의 진동 신호는 최소자승법을 이용하여 7차 다항식으로 보간하였고 청진법으로 측정된 수축기 및 이완기를 기준으로 하여 수축기 혈압 비율 22.2%와 이완기 혈압 비율 87.7%를 도출하였으며 내부 커프에는 Geddes[3]의 비율을 적용해 혈압을 구하였다.

### 2.4 선형배기

솔레노이드의 개폐 시간이 동일하더라도 커프의 압력에 따라서 비선형적인 배기가 발생하므로 일정한 배기 속도를 유지하며 선형적인 감압을 위해 얻어진 데이터를 통하여 식 (2)를 유도하였고 미세오차를 줄이기 위해 비례제어를 적용하였다. 여기서 x는 커프의 압력(mmHg)이며 y는 솔레노이드 제어신호이고 y 값이 증가할수록 배기량은 줄어드는 관계가 있다.

$$y = -1.2e^{-3} \cdot x^2 + 0.506x + 63.594 \quad (2)$$

본 연구에서는 선형 배기 시 배기 속도를 5 mmHg/sec로 설정하였다. 일반적인 커프 배기 속도는 3 mmHg/sec로 알려져 있으나 환자의 경우 측정시간(평균 35초)이 길어짐에 따른 부작용을 우려할 수 있으며 배기 속도가 7 mmHg/sec 이상으로 올라갈 경우 피크의 수가 적고 피크와 피크사이의 압력차가 대략 6 mmHg이 되어 압력에 따른 변화를 관찰하기에 부적합하다고 판단하였다.

### 3. 실험방법 및 주의사항

청진법을 측정하는 도중 오차를 발생 시킬 수 있는 원인은 다양하나 그 중 가장 큰 원인인 측정자가 실수하는 원인을 줄이기 위해 2명의 측정자가 동시에 듣는 방식을 채택하였다. 하나의 판막으로 두 명이 들을 수 있는 청진기는 같은 코르트코프음에 대해 2명이 동시에 판단을 할 수 있기 때문에 한사람만의 실수에 의해 값이 심하게 변동되는 것을 방지할 수 있다. 본 실험은 2명의 측정자 사이에 가립판을 배치하여 결정한 혈압 값에 대해 상의를 하지 못하도록 하였으며 각자 자신의 기록표에만 적도록 하였다. 이런 방식은 다른 사람이 결정한 혈압 값에 가까워지려는 동조현상을 막을 수 있다.

혈압 측정 시 피험자는 남자 20명으로 평균연령은 약 25±4세이며 평균 키와 몸무게는 각각 175±6.8 cm 와 71.3±9.0 kg 이었다. 혈압은 항시 변하는 신체 신호로 혈압 값에 큰 영향을 주는 요인은 사전에 방지하기 위한 목적으로 혈압 측정 2시간 전부터 커피나 녹차와 같은 카페인 함유되어있는 음료와 담배 및 운동을 금지시켰으며 팔의 높이는 심장의 높이와 같게 맞추는 앙와위(supine position)를 취했다. 또한 피험자의 안정을 위해 측정 전 5~10분 동안 휴식을 취하게 하였으며 측정 간에도 5~10분의 휴식을 취하였으며 그 외에도 피험자의 불안정안 자세는 혈압을 2~8 mmHg까지 올리는 것으로 알려져 있어 다리를 꼬는 등의 행위를 금지하였고 의자에 앉는 경우 의자에 등을 기대도록 하였다[9]

#### 4. 실험결과

그림 6은 일반 커프의 중앙에 소형 커프를 추가하여 얻은 2가지의 진동 신호들로 크기를 비교하기 위해 4개의 구간으로 분류하여 비교하였다.

소형 커프의 진동을 기준으로 맥동성분이 거의 없는 구간(A), 맥동은 시작되나 그 진폭이 일반 커프 보다 작거나 비슷한 구간(B), 소형 커프의 진폭이 더 커지는 구간(C) 그리고 소형 커프의 진폭이 다시 줄어들어 일반 커프와 거의 같아지기 시작하는 구간(D)으로 분류된다. 특히 구간 A에서 일반 커프는 맥 신호가 잡히는 것과 달리 소형 커프는 신호가 거의 없었고 수축기 혈압 부근에서 진동이 시작되는 것이 관찰 되었다.

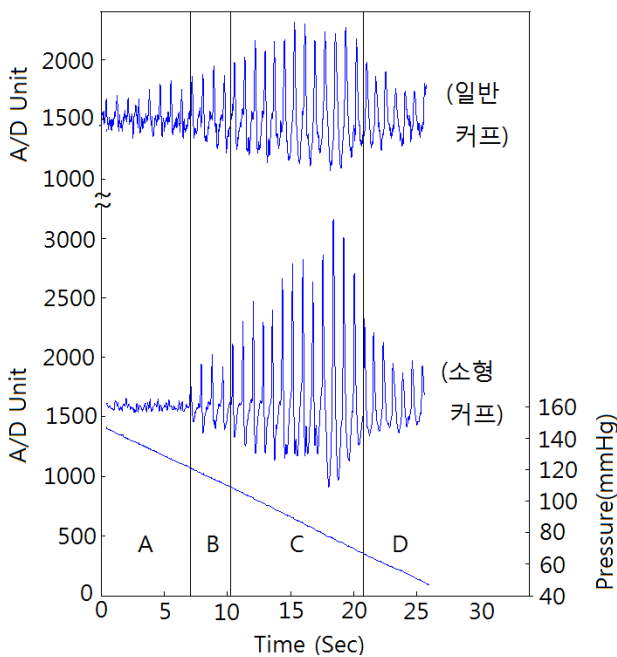


그림 6 일반 커프와 소형 커프의 진동 비교.  
 Fig. 6 Comparison between oscillation of normal cuff and small cuff.

##### 4.1 Bland altman plot

자동혈압계와 혈압측정 시스템의 내부 커프와 소형 커프로부터 각각 계산된 혈압 값을 청진법으로 얻은 혈압 값과의 차이를 나타내기 위해 Bland and Altman Plot을 이용하였다[10]. Bland and Altman Plot의 가로축은 수은혈압계로 얻은 혈압 값과 비교하고자 하는 혈압 값의 평균을 나타내는 것으로 넓게 분포될수록 다양한 혈압의 피험자로 측정된 것을 의미하고 세로축은 그 차이를 나타내는 것으로 값이 0에 가까울수록 오차가 적다. 그림 7은 청진법과 소형 커프로 측정된 혈압을 비교한 것으로 아래첨자 A는 청진법으로 측정된 것을 나타내며 S는 소형 커프로부터 구한 것을 의미하며 SBP와 DBP는 수축기 및 이완기 혈압을 뜻한다. 95% limits of agreement 는 평균 $\pm(1.96 \times SD)$ 의 범위를 의미하는데 데이터 중 95%이상이 limits of agreement 안에 포함

되는 것을 표준으로 하며 본 논문에서 자동혈압계와 개발된 혈압측정 시스템에 의해 측정된 혈압은 모두 표준 조건을 만족하였다.

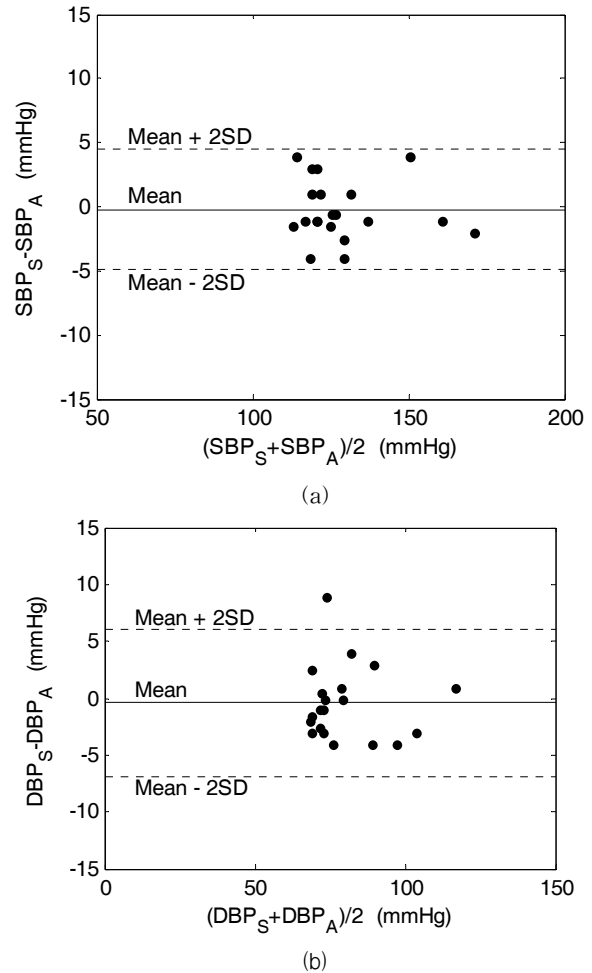


그림 7 소형 커프와 청진법 간의 Bland and Altman Plot.  
 Fig. 7 Bland and Altman Plot between small cuff and auscultation method.

##### 4.2 청진법과의 비교분석

표 1에서 보면 청진법과의 차이를 표준편차( $\pm SD$ )로 나타내면 수축기 혈압에서 소형 커프는 1.93( $\pm 1.28$ ) mmHg (오차 4 mmHg 미만)이 80%, 내부 커프는 4.53( $\pm 4.39$ ) mmHg, 자동혈압계는 6.68( $\pm 3.99$ ) mmHg 만큼의 차이가 났고, 이와 같은 순서로 이완기 혈압에서는 각각 2.50( $\pm 2.04$ ) mmHg(오차 4 mmHg 미만)이 75%), 3.50( $\pm 3.19$ ) mmHg, 7.35( $\pm 5.62$ )로 나타났다. 이에 따라서 소형 커프를 추가했을 때 청진법과 가장 유사한 값을 얻을 수 있었다.

그림 8은 소형 커프로 측정된 진동(oscillation)신호로 원형으로 표시되어있는 수치는 수은혈압계로 측정된 수축기혈압(SBP)과 이완기혈압(DBP) 값을 표기한 것이고 사각형으로 표시된 평균 동맥압(MAP)는 진동을 7차 다항식으로 polynomial fitting한 신호 중 진폭이 가장 큰 값으로 정하였다.

표 1 청진법과의 비교 통계 분석

Table 1 statistical analysis comparing with auscultation

BP	측정 범위 (mmHg)	오차의 평균 (mmHg)	오차의 표준편 차 (mmHg)	r	오차 이상 퍼센트(%)		
					4 mmHg	8 mmHg	16 mmHg
<b>소형커프-청진법</b>							
수축기	113-171	1.93	1.28	0.989	20	0	0
이완기	68-117	2.50	2.04	0.970	25	5	0
<b>일반커프-청진법</b>							
수축기	112-162	6.68	3.99	0.883	85	35	5
이완기	64-108	7.35	5.62	0.904	60	45	15
<b>내부커프-청진법</b>							
수축기	112-167	4.53	4.39	0.920	35	25	0
이완기	66-115	3.50	3.19	0.947	35	10	0

별표로 표시된 것은 피크검출기로 검출된 피크점들을 표시하며 polyfit은 피크점들을 최소자승법을 이용해 구한 7차 다항식의 그래프를 나타낸다.

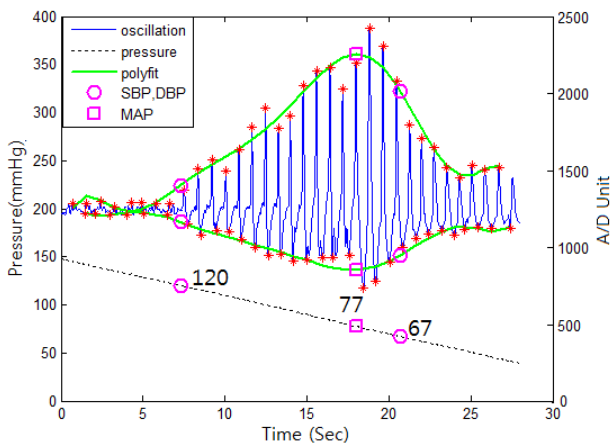


그림 8 소형커프로 측정된 혈압 신호와 7차 다항식을 이용하여 추정된 수축기, 이완기 및 평균동맥압

Fig. 8 BP signal using small cuff and estimated SBP, DBP and MAP with 7th order polyfit

5. 토의 및 결론

본 연구에서는 일반 커프에 진동만을 측정하는 소형 커프가 추가될 경우 보다 정확한 진동을 얻을 수 있었으며 일반 커프의 필터를 다단계로 설계하거나 다수의 실험을 통해 특정비율을 개선시키는 방법보다 더 근본적인 문제를 해결하였다.

이 혈압 측정 시스템을 통하여 얻을 수 있는 장점으로는 수축기 전에는 미세한 신호만이 감지되지만 수축기 부근에서 가파르게 상승하는 피크점들을 통해 손쉽게 수축기를 알 수 있으며 비울 추정 시에도 오차의 범위가 줄어든다. 또한 비율값을 적용하여 근접한 피크값에 따른 절대 압력을 추적하는 일반적인 방법은 측정시의 움직임에 의한 잡음이 피크로 오인되어 오차를 넓히는 문제가 발생할 수 있으나 전체 신호를 다항식으로 보간하여 돌출 잡음에 의한 오차를 최소화하는 방법도 중요하다.

이상적인 신호를 얻기 위한 조건으로는 커프의 압력과 동맥에 가해지는 압력이 일치해야하며 이를 근거하여 혈관에 가해지는 압력이 비교적 낮은 커프의 가장자리의 혈압 신호와 간섭이 일어나지 않도록 중앙부에 긴 튜브를 배치하였으며 이때 얻은 진동 신호가 형태학적으로 분석하기에 유리하다. 따라서 단일 커프 외에 추가적인 커프가 필요하며 커프와 동맥의 압력이 같은 부위를 찾아서 적당한 크기의 형태를 만드는 것이 중요하다. 또한 일반 커프와 소형 커프 사이에 유연한 플라스틱 층을 배치하여 일반 커프에 공급되는 펌프의 진동신호가 소형커프에 영향을 주는 것을 막고 동맥의 움직임이 모두 소형 커프에만 전달되도록 하는 구조적인 변화가 필요하다.

추가적으로는 소형 커프의 압력에 따른 신호의 변화를 연구하여야 하며 소형 커프가 상박 및 다른 신체부위의 움직임에 대해 민감하게 반응하는 문제는 해결해야할 부분이다.

감사의 글

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역 혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참고 문헌

[1] T. Tamura, I. Mizukura, M. Sekine, Y. Kimura, "Monitoring and Evaluation of Blood Pressure Changes With a Home Healthcare System," Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on, Vol. 15, pp. 602-607, 2011.  
 [2] L. Wun-Jin, L. Yuan-Long, C. Yao-Shun, L. Yuan-Hsiang, "A wireless blood pressure monitoring system for personal health management," Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2196-2199, 2010.  
 [3] L. A. Geddes, M. Voelz, C. combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the Oscillometric Method for Measuring Indirect Blood Pressure," Ann. Biomed. Eng, Vol. 10, pp. 271-280, 1982.  
 [4] J.C.T.B Moreas, M. Cerulli, P. S. Ng, "Development of a New Oscillometric Blood Pressure System,"

IEEE Computers in Cardiology Conf, pp. 467-470, 1999.

[5] L. Shing-Hong, L. Chin-Teng, "A Model-Based Fuzzy Logic Controller With Kalman Filtering for Tracking Mean Arterial Pressure," IEEE Transactions on Systems, Vol. 31, No. 6, pp. 676-686, 2001.

[6] L. Yuansheng, "New Blood Pressure Measure Method Based on Characteristic Point," Electronic Measurement and Instruments, ICEMI '07. 8th International Conference on, pp. 327-330, Aug. 2007.

[7] J. W. Yeol, "Digital Signal Processing of the Wideband External Pulse Recorded During Cuff Deflation: a New Way to Measure Blood Pressure," Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 5985-5988, 2006.

[8] D. K. Park, "Novel method of automatic auscultation for blood pressure measurement using pulses in cuff pressure and korotkoff sound," Computers in Cardiology, pp. 181-184, 2008.

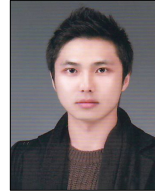
[9] G. L. Peters, S. K. Binder, N. R. Campbell, "The effect of crossing legs on-60-blood pressure: a randomized single-blind cross-overstudy," Blood Press Monit, pp. 97-101, April, 1999.

[10] J. M. Bland, D. G. Altman, "Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement," The Lancet, Vol. 327, pp. 307-310, 1986.



**이 재 호 (李 在 鎬)**

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업,  
2012년 동대학교 의학공학부 석사과정



**임 민 규 (林 敏 奎)**

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업,  
2012년 동대학교 의학공학부 석사과정



**김 동 준 (金 東 浚)**

1988년 연세대학교 전기공학과 졸업,  
1990년 동 대학원 석사, 1994년 동 대학  
원 박사, 1995년~현재 청주대학교 전자  
공학과 교수.



**이 정 환 (李 定 桓)**

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업,  
1994년 동대학원 석사, 2000년 동대학원  
박사, 2004년~현재 건국대학교 의학공학  
부 부교수.

저 자 소 개



**이 필 재 (李 必 在)**

2009년 세종대학교 생명공학과 졸업,  
2012년 건국대학교 의학공학부 석사 졸  
업



**이 영 재 (李 映 在)**

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업, 2010  
년 동대학원 의학공학부 석사, 2010년~현  
재 동대학원 박사과정