

전자 혈압계의 정확도 향상을 위한 가압대 개발

김원기*, 신기영**, 문정환#

The Development of a Cuff for the Accuracy Enhancement of Sphygmomanometer

Won Ki Kim*, Ki Young Shin** and Joung Hwan Mun#

ABSTRACT

The purpose of this study is to develop the new cuff improving the accuracy of blood pressure measurement, and to evaluate the performance of the developed system. We added a small bladder to the normal cuff which is called the double bladder system. The developed system for blood pressure measurement was based on the oscillometric method using a double bladder. This system was developed in order to reduce the oscillation noise and to amplify the signal of pure blood pressure. An oscillometric signal database based on the developed system were evaluated following the standard ANSI/AAMI/SP10-1992. The correlation coefficients between cuff of double bladder and normal cuff were 0.98 for systolic and 0.94 for diastolic. Mean differences and the standard deviations between average blood pressure of mercury sphygmomanometer and automated sphygmomanometer were -0.7mmHg and 4.9mmHg for systolic, and -1.4mmHg and 5.4mmHg for diastolic, respectively. We conclude that the proposed double bladder based cuff system improves the accuracy of the oscillometric blood pressure measurement. The developed system reduces the error range about 44~62% for systolic and about 6~21% for diastolic compared to the recently developed commercially available sphygmomanometers.

Key Words : Blood pressure (혈압), Sphygmomanometer (전자 혈압계), Double bladder (이중 공기주머니), Oscillometric method (진동법)

1. 서론

수축기(Systolic)와 이완기(Diastolic)로 나누어지는 혈압(blood pressure, BP)은 동맥을 순환하는 혈액의 압력으로 심박출량과 말초저항에 의해 결정된다. 혈압의 측정방법에는 동맥관에 카테터를 삽입

하여 모니터링하는 침습적인 측정(invasive measurement)방법과 Korotkoff음 청진법, 진동법(Oscillometric method), 초음파를 이용한 방법 등의 비침습적인 측정(non-invasive measurement)방법이 있다.¹

침습적 방법은 지속적으로 혈압의 변화를 관찰

접수일: 2004년 10월 29일; 게재승인일: 2005년 2월 18일

* 세인전자

** 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

교신저자: 성균관대학교 생명공학부 바이오메카트로닉스학과

E-mail: jmun@skku.ac.kr Tel. (031) 290-7827

할 수 있고 간접 측정법으로 측정하기 어려운 심한 저혈압증의 지속적인 측정이 가능하며 쉽게 동맥혈 채취를 할 수 있는 장점이 있으나 동통, 동맥손상, 혈중, 감염, 혈전증, 색전증의 합병증이 발생할 수 있어 비침습적으로 지속적 혈압측정을 할 수 있는 방법이 연구 되어져 왔다.^{2,3}

1905년 Korotkoff는 수은혈압계를 이용하여 비침습적인 방법으로 혈압을 측정하기 위한 청음법(Auscultatory method)을 소개하였다.¹ 이 방법은 가압대(cuff)에 압력을 가해서 동맥혈의 흐름을 막은 후 배기하는 동안에 청진기를 통해서 첫 번째 소리가 들리는 지점에서의 수은 혈압계 압력을 수축기 혈압으로 하고, 소리가 사라지는 지점에서의 수은 혈압계 압력을 이완기 혈압으로 결정하는 것으로 혈압 측정의 비용이 적게 들고, 간편하여 지금까지 가장 많이 사용하나 측정자의 판독 시 오차와 숫자 편중이 있을 수 있다. 또한 평상시 혈압이 정상이면서 진료실에서 의사와의 대면으로 인해 혈압이 상승 하는 백의(white coat)효과가 나타나고, 측정인의 편견으로부터 독립적이기 위해서는 측정 데이터 수가 많아야 한다는 단점이 있다.^{4,6}

1876년 Marey는 혈압 측정 시 가압대에 압력을 가해서 동맥혈의 흐름을 막은 후 배기 동안에 측정되는 혈관의 진동 압력의 크기의 변화에서 혈압을 산출하는 진동법을 소개 하였고, 1984년 이래로 거의 대부분의 전자 혈압계는 진동법을 기초로 한다.⁷ 이 방법은 수은 혈압계의 문제점에 대한 대안을 제공하고 잠재적으로 관찰자의 오독을 배제할 수 있으며 소음에 영향을 받지 않고 어른이나 아이, 동물에게도 동일하게 적용될 수 있는 특징이 있다. 그리고 자기공명(magnetic resonance)이나 X-ray(CT) 이미지 촬영 시에 환자를 감시하는데도 사용될 수 있는 특징이 있다. 그러나 떨림(shivering)은 혈압 측정의 정확도에 악영향을 준다.⁸

수은 혈압계와 전자 혈압계를 이용한 비침습적인 혈압 측정 방식은 공기 주머니를 팽창 시켜 동맥혈의 흐름을 방해 하였을 때 그 압력을 극복하려는 반력을 혈압계에 전달하는 가압대 방식을 채택하고 있다. 가압대를 이용한 전자혈압계는 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하는데 있어서 수축기 혈압보다 상대적으로 혈압 신호의 검출이 어려운 이완기 혈압의 정확성이 떨어지는 문제점이 있다.

전자혈압계는 가압대 이외에 압력센서와 피검자의 혈압을 결정하여 액정에 표시해주는 본체에

해당하는 부분으로 구성되었다. 이러한 구성에 따라 혈압계의 정확도를 향상시키기 위한 연구 역사가압대, 압력센서, 혈압 결정 알고리즘에 대한 연구들이 주를 이룬다.

압력센서나 알고리즘 면에서 새로운 형태의 압력센서들이 개발되었고 퍼지 이론을 도입한 알고리즘과 통계적인 방법을 이용한 알고리즘 등이 개발되었다. 압력 센서 면에서는 압저항 센서, 압전 필름, 미세섬유광학(miniature fiber optic)압력센서나 MEMS 기술을 적용한 센서들이 연구되었고^{9,11}, 알고리즘면에서 Moraes¹² 등은 비교혈압측정, 혈압 결정 상수, 나이, 몸무게, 키와 팔의 둘레 길이 사이의 상관관계를 고찰하였다. Lin¹³ 등은 반복 가중 회귀 알고리즘(recursive weighted regression algorithm)을 이용하여 진동 진폭에서 노이즈를 감소시켰다.

가압대는 피검자와 직접적인 접촉으로 동맥혈에 압력을 가했을 때 그 반력을 받아들이는 곳으로 혈압계에서 가장 중요한 역할을 한다고 볼 수 있다. 가압대는 길게 폼을 때 길이방향을 가압대 길이라 하고 반대 방향을 가압대 폭이라 한다. 가압대에 대한 연구는 1901년 Von Recklinghausen에 의하여 성인의 팔에 적당한 가압대 폭을 규명하기 위한 연구가 최초로 수행되었다. 그 결과 10-12cm가 혈압 신호를 전달하는데 있어서 가장 적합한 가압대 폭이었다. 1967년 Bordley등은 적당한 가압대 폭은 팔의 지름보다 20% 넓은 것이라는 연구 결과를 발표하였다. 1980년 Kirkendall등은 가압대 폭이 팔 둘레길이의 약 0.4배가 되어야 한다고 하였다. 이것은 일반적인 성인의 팔 둘레길이가 약 30cm이기 때문에 최적의 가압대 폭은 12cm라는 것을 의미한다. 또한 1980년대 미국 심장 협회(American Heart Association, AHA)에서는 적당한 가압대 폭이 12cm라는 권고안을 받아 들었다. AHA에서는 가압대 폭뿐만 아니라 가압대 길이에 대한 연구도 진행 하였는데 가압대의 크기는 폭 12cm, 길이 23cm가 적당하다고 발표하였다.¹

전자 혈압계는 청음법의 수은 혈압계보다 정확도가 떨어지는 문제점을 가지고 있기 때문에 본 연구에서는 일정한 온도에서 일정량의 기체의 부피(V)는 압력(P)에 반비례한다는 보일의 법칙에 따라 공기주머니를 통해 들어오는 혈압 신호(P)는 부피에 반비례하기 때문에 부피가 작은 공기 주머니를 추가 시키면 증폭된 혈압 신호가 들어온다는 가정을 하였다. 이에 따라 기존 단일 공기주머니의 가

압대에 작은 공기주머니를 추가 시켜 새로운 형태의 가압대를 제작하였다. 작은 공기 주머니의 위치는 가압대의 원위에 위치시켜 가압대의 압력이 동맥혈의 압력 보다 높을 때 동맥혈이 가압대의 외부에서 가압대에 가하는 잡음 신호를 줄이도록 하였다.

앞서 살펴본 바와 같이 혈압계에서 가압대는 중요한 역할을 하며, 가압대에 대한 연구는 20세기 초부터 20세기 말까지 100여년간 연구되었지만 그동안의 연구는 팔 둘레 길이에 따른 가압대의 크기에 대한 연구에 국한 되었다. 따라서 본 논문의 목적은 물리적인 증폭기 및 잡음 신호 제거 역할을 하는 새로운 형태의 가압대를 개발하고 그것을 임상 적용하여 성능을 평가하는 것이다.

2. 본론

2.1 혈압 측정 이론 : 진동법

진동법에서의 수축기, 이완기 혈압의 결정은 Fig. 1과 같은 비례법에 의해 계산되며 S_0 는 가압대 압력의 진동이 증가하기 시작하는 지점이고, A_s 는 수축기 혈압과 관련된 진폭이며 A_d 는 이완기 혈압과 관련된 진폭이다. A_m 은 신호의 최대 진폭을 나타내는 지점이다.

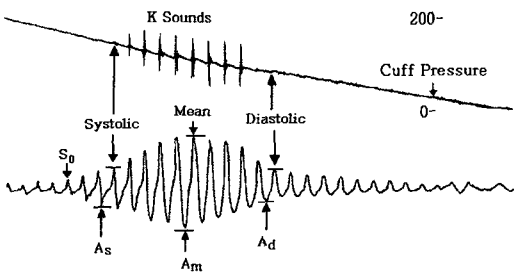


Fig. 1 Cuff pressure with superimposed Korotkoff sounds and amplified cuff pressure oscillations¹

청음법에서의 수축기 혈압과 밀접한 관계가 있는 가압대의 진동 진폭(A_s)는 최대 진폭(A_m)의 비로 표현되며, A_s/A_m 의 비는 수축기 혈압이 100에서 190mmHg의 범위에 있을 때 0.57에서 0.45로 감소한다. 정상적인 수축기 혈압(120mmHg)에서 그 비

는 0.55로 나타난다. 마찬가지로 방법으로 청음법에서의 이완기 혈압과 관련된 가압대의 진동 진폭(A_d)는 최대 진폭(A_m)의 비로 표현되며, A_d/A_m 의 비는 이완기 혈압이 55에서 115mmHg 범위에 있을 때 0.82부터 0.74까지 감소한다. 정상적인 이완기 혈압(80mmHg)에서 그 비는 0.82로 나타난다.¹

여기서 수축기 혈압의 결정은 A_s/A_m 의 비를 일정 상수로 정한 뒤 $A_s = 상수 \times A_m$ 을 통해서 혈압을 결정하고 이완기 혈압의 경우에도 마찬가지로 A_d/A_m 의 비를 정한 뒤 $A_d = 상수 \times A_m$ 을 통해서 이완기 혈압을 결정한다.

2.2 이중 공기주머니(double bladder)의 가압대 개발

일정한 온도에서 일정량의 기체의 부피(V)는 압력(P)에 반비례한다는 보일의 법칙 ($P \propto 1/V$)에 따라 공기주머니 내의 압력변화 즉, 혈압 신호 $P(t)$ 는 공기주머니 내부의 부피($V_{bladder}$)와 식 (1)과 같이 반비례 관계가 있다.

$$P(t) \propto \frac{1}{V_{bladder}} \quad (1)$$

따라서 기존의 공기주머니에 의해 측정되는 혈압 신호 $P_{Lb}(t)$ 와 작은 공기주머니를 추가 시켜 발생하는 혈압신호 $P_{Sb}(t)$ 를 합하게 되면 식 (2)와 같이 물리적인 증폭기를 추가한 역할을 하게 된다.

$$P(t) = P_{Lb}(t) + P_{Sb}(t) \quad (2)$$

이를 하드웨어적으로 구현하면 Fig. 2와과 같다. Fig. 2에서 A는 가압대, B는 기존의 공기주머니, C는 추가된 공기주머니이다. 실험에 사용된 가압대는 480mm × 150mm로 첫 번째 공기주머니의 크기는 230mm × 120mm이며, 추가된 작은 공기주머니의 크기는 127mm × 25mm로 하였다. 추가된 공기주머니의 크기는 실험적으로 적합하게 설정하여 제작하였다. 또한 추가된 공기주머니의 위치는 팔을 기준으로 했을 때 몸통과 먼 쪽에 위치시켜 공기주머니내의 압력이 최대 혈압보다 높아 혈액이 흐르지 못할 때 심장 박동에 따른 혈관의 진동이 공기주머니로 전해 질 때의 영향을 줄이도록 하였다.

개발된 이중 공기주머니는 Fig. 3과 같다. B는

기존의 공기 주머니이며, C는 추가된 공기 주머니이다.

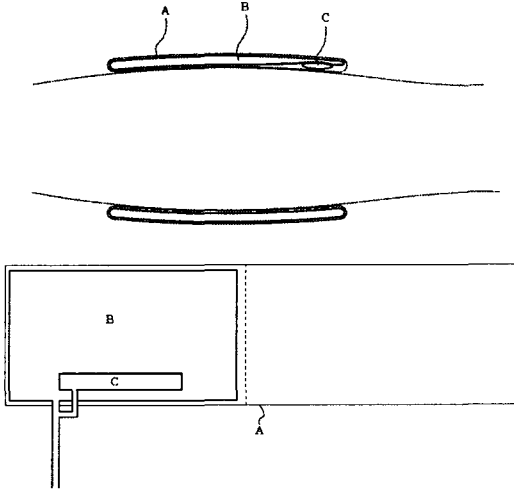


Fig. 2 Schematic view of cuff

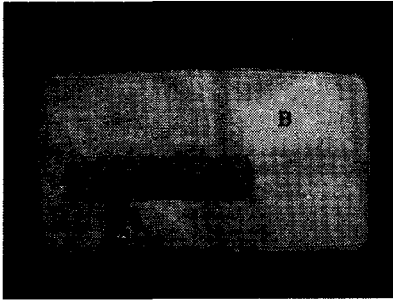


Fig. 3 The cuff of double bladder

2.3 피실험자

본 연구는 2003년 8월 14일부터 2003년 8월 29일까지 중앙대학병원에 외래를 방문한 심혈관계 질환이 없는 38명의 남자 환자와 47명의 여자 환자, 총 85명을 대상으로 환자의 동의를 얻어 혈압값을 획득하였다. 환자들은 15세에서 80세까지 다양한 분포의 연령층으로 하였고 피실험자의 특성은 Table 1과 같다.

2.4 실험방법 및 측정항목

2.4.1 혈압 신호 측정

혈압 측정을 위해서 전자 혈압계(SE-7070, Sein electronics Co. Ltd. Korea)를 사용하였다. 전자 혈압

Table 1 The characteristic of patients

	Age (S.D) [years]	Height (S.D) [cm]	Mass (S.D) [kg]	Arm circumference size(S.D) [cm]
Men	41.61 (18.91)	170.79 (5.41)	68.84 (9.98)	28.61(2.57)
Women	56.43 (14.94)	157.23 (4.01)	54.96 (7.23)	25.77(2.27)

계의 혈압 신호를 ASCII 파일로 변환하기 위해서 데이터 획득 보드(USB Data Acquisition Function Module, Data Translation, Inc., USA)를 사용하였다. 실험에 앞서 전자 혈압계와 수은 혈압계의 일치 여부를 확인하기 위해 가압대에 전자 혈압계와 수은 혈압계를 T자 관으로 연결시켜 정적 검도를 실시하였다. 단일 공기주머니의 가압대와 본 논문에서 개발한 이중 공기주머니 가압대의 혈압 신호 차이를 측정하기 위해 먼저 전자혈압계에 단일 공기주머니의 가압대를 연결한 후 피실험자의 혈압 신호를 측정하였다. 혈압 측정이 완료된 후 단일 공기주머니의 가압대를 제거하고 이중 공기주머니의 가압대를 연결한 후 혈압 신호를 측정하였다. 실험에 사용한 전자 혈압계는 같은 제품의 혈압계를 사용하였다.

2.4.2 혈압 측정

청음법을 통한 혈압 측정은 외부 소음에 따라 결과가 다르게 나타날 수 있으므로 혈압 측정을 위한 장소는 외부의 소음이 들리지 않는 곳에서 측정되었다. 혈압측정에 앞서 피검자의 혈압을 일정하게 유지시키기 위해서 충분한 휴식 시간을 주었다. 피실험자는 혈압이 측정되는 과정에서 대화와 행동이 혈압에 영향을 주기 때문에 일절의 대화와 행동을 금지 시켰다. 전자 혈압계 검증을 위한 방법은 미국 의료기기 협회(American Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI)에서 채택한 ANSI/AAMI SP10-1992¹⁴에서 권고하는 바와 같이 동시에 혈압을 측정하기 위해 가압대와 연결된 호스에 T자 관을 연결하여 실시하였다. 가압대는 심장 높이와 같게 위치 시켰다. 혈압 측정은 모든 환자에 대해 AAMI기준에 따라 각각 3번씩 측정하여 총 255개의 데이터를 획득하였다.¹⁴

2.4.3 정확도 검증

데이터의 통계적 분석을 위해 SAS 프로그램을 사용하였고 수은 혈압계와 전자 혈압계의 상관관계를 위해 Pearson의 상관분석을 시행하였다. 수은 혈압계와 전자 혈압계로 측정한 혈압의 두 모평균 간에 차이가 있는지를 통계적으로 검증하기 위해 유의 수준 5%에서 paired t-test를 시행하였다. 이 때, '수은 혈압계 모집단의 평균과 전자 혈압계 모집단의 평균은 서로 같다' 라고 귀무가설(H_0)을 세우고 '수은 혈압계 모집단의 평균과 전자 혈압계 모집단의 평균은 차이가 있다'라는 대립가설(H_1)을 세웠다.

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2$$

$$H_1 : \mu_1 \neq \mu_2$$

μ_1 : 수은 혈압계의 평균,

μ_2 : 전자 혈압계의 평균

혈압계의 성능평가는 Table 2와 같이 수은 혈압계의 혈압과 비교 하였을 때 수축기, 이완기 혈압에서 평균차가 5mmHg이내, 표준편차가 8.0mmHg이내에 있어야 하는 ANSI/AAMI SP10-1992기준에 따라 평가하였다. 평균값에 대한 차이를 Bland-Altman¹⁵ 도표로 나타내어 두 혈압계 사이의 일치 여부를 판단하였다. 결과는 평균차(Mean difference) ± 표준편차(Standard deviation, SD)로 표현하였다.

Table 2 ANSI/AAMI SP10-1992 Protocol

ANSI/AAMI SP10
Pass : mean difference ≤ 5mmHg, plus SD ≤ 8.0 mmHg for both SBP and DBP
Fail : mean difference > 5mmHg or SD > 8.0 mmHg for both SBP and DBP

3. 결과

3.1 혈압 신호 비교

기존의 단일 공기주머니를 이용한 혈압계와 본 논문에서 개발한 이중 공기주머니를 이용한 혈압계의 혈압 신호는 Fig. 4와 같다. Fig. 4의 (a)는 단일 공기주머니를 이용한 혈압계의 혈압 신호이고 Fig. 3의 (b)는 이중 공기주머니를 이용한 혈압계의 혈

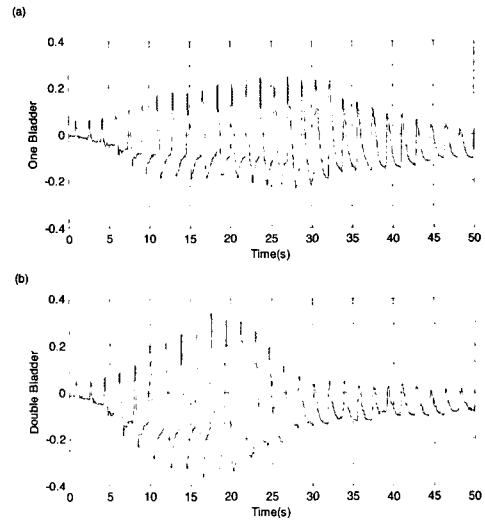


Fig. 4 Oscillometric signal of the cuff sphygmomanometer : (a)One bladder (b)Double bladder

압 신호그래프이다. Fig. 3 (a)에서 단일 공기주머니를 이용한 혈압계의 최대값(mean value)은 0.2490, A_m 은 -0.2295로 나타났다. Fig. 3의 (b)에서 이중 공기주머니를 이용한 혈압계의 최대값은 0.3613, A_m 은 -0.3711로 각각 45.1%, 61.7% 증가하였다. 단일 공기주머니를 이용한 혈압계는 최대값을 기준으로 하여 그 기울기가 0.0092로 나타났고 이중 공기주머니를 이용한 혈압계는 그 기울기가 0.0168로 나타났다.

단일 공기주머니를 이용한 혈압계의 수축기 혈압을 결정하는 상수(A_s/A_m)를 0.55로 했을 때 A_s 는 $-0.2295 \times 0.55 = -0.1262$, 이완기 혈압을 결정하는 상수(A_d/A_m)를 0.82로 했을 때 A_d 는 $-0.2295 \times 0.82 = -0.1882$ 이다. 이중 공기주머니를 이용한 혈압계의 수축기 혈압을 결정하는 상수(A_s/A_m)를 0.55로 했을 때 A_s 는 $-0.3711 \times 0.55 = -0.2041$, 이완기 혈압을 결정하는 상수(A_d/A_m)를 0.82로 했을 때 A_d 는 $-0.3711 \times 0.82 = -0.3043$ 이다.

3.2 혈압 측정

Table 3에서 수축기와 이완기 혈압의 허용 범위를 보면, 수축기 혈압의 경우 100mmHg보다 작은 혈압이 ≤ 10%이어야 하는 AAMI의 기준을 10.6%로 0.6% 초과하였으며, 180mmHg보다 큰 혈압이

≥ 10%이어야 하는 AAMI의 기준을 11.0%로 통과하였다. 이완기 혈압의 경우 60mmHg보다 작은 혈압이 ≤ 10%이어야 하는 AAMI의 기준을 10.6%로 0.6% 초과하였으며, 100mmHg보다 큰 혈압이 ≥ 10%이어야 하는 AMMI의 기준을 14.5%로 통과 하였다.

Table 3 Range of systolic & diastolic blood pressure

Range of systolic blood pressure		
range of systolic	requirement	result
less than 100mmHg	≤10%	27/255(10.6%)
greater than 180mmHg	≥10%	28/255(11.0%)
Range of diastolic blood pressure		
range of diastolic	requirement	result
less than 60mmHg	≤10%	27/255(10.6%)
greater than 100mmHg	≥10%	37/255(14.5%)

3.3 정확도 검증

수은 혈압계와 비교한 전자 혈압계는 수축기 혈압과 이완기 혈압 모두에서 높은 상관관계($r=0.98$, $r=0.94$)를 나타냈다. 유의수준 5%에서 paired t-test 결과 수은 혈압계와 전자 혈압계로 측정된 수축기 혈압은 통계적으로 유의한 차이($p=0.0211$)가 나타났으며, 이완기 혈압도 통계적으로 유의한 차이($p<0.0001$)가 있었다.

두 혈압계의 차이는 Fig. 5, 6와 같이 Bland-Altman¹⁵ 도표로 나타내었다. Fig. 5는 수축기 혈압, Fig. 6는 이완기 혈압의 평균값에 대한 단일 공기주머니와 이중 공기주머니를 이용한 혈압계의 혈압차이다. 가로축은 두 혈압계의 평균을 나타내며 세로 축은 단일 공기주머니에 대한 이중 공기주머니의 혈압 차이이다. Fig. 5, 6의 ± 1, 2는 표준 편차를 나타낸다.

Bland-Altman 도표를 통해 혈압값에 대한 수은 혈압계와 이중 공기 주머니의 전자 혈압계의 평균 차이가 ± 2SD 이내에서 수축기 혈압(238/255)의 경우 93.4%, 이완기 혈압(240/255)의 경우 94.2% 분포하는 것으로 나타났다.

본 논문에서 개발한 가압대는 Table 4와 같이 임상 결과 ANSI/AAMI SP10 기준의 평균차 ± 5.00mmHg 이내, 표준편차 8 mmHg 이내와 비교 하

였을 때 평균차는 수축기 혈압의 경우 -0.7mmHg, 이완기 혈압의 경우 -1.4mmHg로 나타났으며, 표준 편차는 수축기 혈압의 경우 4.9mmHg, 이완기 혈압의 경우 5.4mmHg로 나타났다.

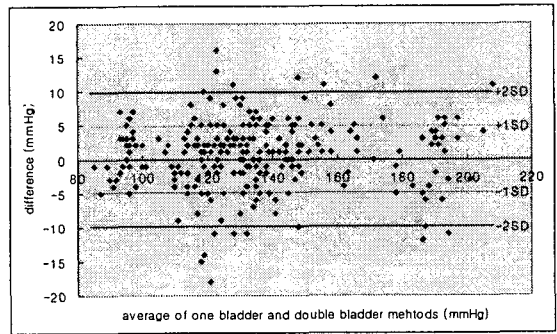


Fig. 5 Agreement between one bladder and double bladder for systolic pressure(n=255).

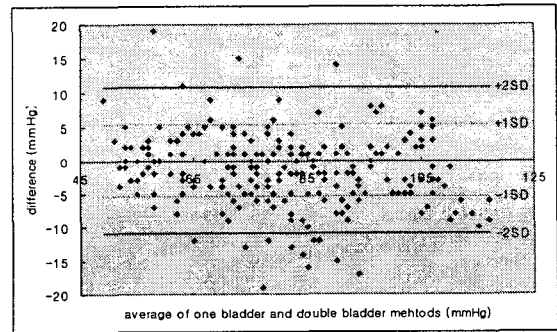


Fig. 6 Agreement between one bladder and double bladder for diastolic pressure(n=255).

개발된 가압대를 이용한 혈압계의 정확도 항상 여부를 비교하기 위해 본 논문과 같이 상완의 혈압을 측정 하였으며 진동법을 사용한 전자 혈압계 회사의 제품들과 비교 하였다. A사는 109명의 피검자에게 5번씩 측정하여 545번의 혈압값을 획득하여 수은 혈압계와 비교하였다. B사는 126명의 피검자 중 혈압값이 15mmHg이상 차이가 발생한 환자는 제외하고 낮은 수축기 혈압 범위에서의 제한된 실험을 실시하여 획득한 혈압값을 수은 혈압계와 비교 하였다.

Table 4의 A사 경우 수축기 혈압의 평균차는 -0.13mmHg, 표준편차는 7.51mmHg로 표준편차로 인한 오차는 ± 7.51mmHg로 나타났다. 표준 편차에

의한 오차 범위는 표준편차의 2배인 15.02mmHg이고, 평균차로 인한 오차를 합하게 되면 15.15mmHg의 오차가 발생하였다. 또한 이완기 혈압의 평균편차는 2.54mmHg, 표준편차는 5.21mmHg로 표준편차로 인한 오차는 10.42mmHg가 발생하며 평균편차로 인한 오차를 합하게 되면 12.96mmHg의 오차가 발생하였다.

Table 4의 B사 경우 수축기 혈압의 평균차는 -1.6mmHg이고, 표준편차는 7.7mmHg이다. 표준편차로 인한 오차는 ± 7.7mmHg로 표준편차로 인한 오차 범위는 표준편차의 2배인 15.4mmHg이고, 평균차로 인한 오차를 합하게 되면 17mmHg의 오차가 발생하였다. 또한 이완기 혈압의 평균차는 -2.1mmHg, 표준편차는 6.3mmHg로 표준편차로 인한 오차는 12.6mmHg가 발생하며 평균차로 인한 오차를 합하게 되면 14.7mmHg의 오차가 발생하였다.

Table 4 The mean differences ±standard deviation between the observers and the device (n=255, unit : mmHg)

	A company ¹⁶	B company ¹⁷	This study
Systolic	-0.13±7.51	-1.6±7.7	-0.7±4.9
Diastolic	2.54±5.21	-2.1±6.3	-1.4±5.4

Table 4의 본 논문에서 개발된 가압대를 이용한 혈압 측정은 수축기 혈압의 평균차는 -0.7mmHg, 표준편차는 4.9mmHg로 표준편차로 인한 오차는 ± 4.9mmHg 즉 9.8mmHg가 나타나며 평균차로 인한 오차를 합하게 되면 10.5mmHg의 오차가 나타났다. 또한 이완기 혈압의 평균차는 -1.4mmHg, 표준편차는 5.4mmHg로 표준편차로 인한 오차는 10.8mmHg가 나타나며 평균차로 인한 오차를 합하게 되면 12.2mmHg의 오차가 나타났다.

개발된 가압대를 이용한 혈압 측정은 수축기 혈압 오차에서 A사의 15.15mmHg, B사의 17mmHg를 기준으로 각각 44.28%, 61.90% 감소하였다. 이완기 혈압 오차는 A사의 12.96mmHg, B사의 14.7mmHg를 기준으로 각각 6.23%, 20.49% 감소하였다.

4. 요약 및 결론

침습적인 방법에 의한 혈압 측정은 정확도가 높

다는 장점에 비해 동통, 동맥손상, 감염 등의 여러 부작용을 유발 시킬 수 있는 단점이 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 비침습적인 방법에 의한 혈압 측정법이 연구되어져 왔다. 그러나 비침습적인 혈압계는 혈압의 정확한 측정이 어렵기 때문에 측정자의 숙련도에 따라 측정 혈압에 차이가 발생한다. 간편한 혈압의 측정과 측정자의 숙련도에 따른 차이를 줄이기 위해 전자 혈압계가 널리 보급되어 있지만 청음법을 이용한 수는 혈압계에 비해 그 정확도가 떨어진다.

혈압계의 정확도를 향상시키기 위해 많은 시도들이 있었지만 피검자와 직접적으로 접촉하여 혈압 신호를 발생하는 가압대에 대한 개선이 없었다. 따라서 혈압 신호 자체에 오차가 포함될 수밖에 없고 정확도의 향상에도 한계가 있다.

가압대 내부에 있는 공기주머니에서 혈압 신호가 들어올 때마다 진동이 발생하는데 일정한 온도에서 일정량의 기체의 부피(V)는 압력(P)에 반비례한다는 보일의 법칙 ($P \propto 1/V$)에 따라 공기 주머니의 부피를 작게 하면 더 큰 압력을 얻을 수 있다. 가압대의 압력 변화는 곧 혈압 신호와 같으므로 증폭된 혈압 신호를 얻을 수 있을 것이라는 가정 하에 가압대에 기존의 공기주머니와 별도로 작은 공기주머니를 추가한 가압대를 개발하였다.

본 논문에서 개발한 이중 공기주머니를 포함한 가압대는 기존의 단일 공기주머니의 가압대보다 혈압을 결정하는데 있어서 기준이 되는 값(A_m)이 61.7% 증가 하였고, 수는 혈압계와 높은 상관관계(수축기 혈압 : $r=0.98$, 이완기 혈압 : $r=0.94$)를 보였다. Paired t-test 결과 수는 혈압계와는 통계적으로 유의한 차이($p=0.0211$, $p<0.0001$)가 나타났다. 결론적으로 본 논문에서 개발한 가압대를 통해 측정된 혈압계는 전자 혈압계의 검증에 관련된 AAMI 규정을 통과 하였을 뿐만 아니라 같은 진동법을 사용하는 다른 혈압계와 비교했을 때 오차가 감소하였고, 혈압 측정에 있어서 정확도를 향상시켰다.

본 논문의 한계는 이중 공기 주머니의 가압대 개발로 인하여 측정 오차가 감소되었을 뿐만 아니라 증폭된 혈압 신호를 얻었지만, $P(t) = P_{Lb}(t) + P_{Sb}(t)$ 식에 의하여 기존의 단일 공기 주머니의 혈압 신호 성분인 $P_{Lb}(t)$ 가 잔존하기 때문에 가압대의 압력이 동맥혈의 압력보다 높은 지점에서 동맥혈의 맥박이 가압대를 진동시키는 잡음이 일부 포함된다. 따라서 추후에는 $P_{Lb}(t)$ 성분을 완전히 배제하여

오차를 최소화할 수 있는 가압대를 개발하고자 한다.

후 기

본 연구는 보건복지부 의료기기기술개발사업 지원에 의해 수행. 0405-EM00-0301-0018

참고문헌

1. Gedded, L.A., "Handbook of blood pressure measurement," The Humana Press Inc., pp. 51-111, 1991.
2. Bedford, R. F. and Wollman, H., "Complication of percutaneous radial artery cannulation: An objective prospective study in man," *Anesthesiology*, Vol. 38, pp. 228-236, 1973.
3. Kwon, M. I., Kim, D. S., Shim, J. M. and Kim, J. K., "Comparison of Arterial Blood Pressure Measured with an Aid of Non- invasive and Invasive Methods," *Korean J Anesthesiol*, Vol. 25, No. 1, pp. 46-52, 1992.
4. Pickering, T., "Recommendations for the use of home(self) and ambulatory blood pressure monitoring," *Am J hypertens*, Vol. 9, pp. 1-11, 1995.
5. Fagarf, R., Staessen, J. and Thijs, L., "Ambulatory blood pressure during antihypertensive therapy guided by conventional pressure," *Blood Press Monit*, Vol. 1, pp. 279-281, 1996.
6. Stergiou, G. S., Voutsas, A. V., Achimastos, A. D and Mountokalakis, T. D., "Home self-monitoring of blood pressure: is fully automated oscillometric technique as good as conventional stethoscopic technique?," *Am J hypertens*, Vol. 10, pp. 428-433, 1997.
7. Imai, Y., Sasaki, S., Minami, N., Munakata, M., Hashimoto, J. and Sakuma, H., "The accuracy and performance of the A&D TM 2421 a new ambulatory blood. pressure monitoring device based on the cuff-oscillometric method and the korotkoff sound technique," *Am J Hypertens*, Vol. 5, pp. 719-726, 1992.
8. Gedded, L.A., "Cardiovascular devices and their applications," John wiley & sons., pp. 72, 1983.
9. Przemyslaw, S., Patrick, P. and Andrzej, N., "Finite elements simulations of piezoresistive sensor of blood pressure," *CADSM'2003*, pp. 509-512, 2003.
10. Hope, S. L., Alvin-Jones, E. and Sleight, P., "Validation of accuracy of the Medilog ambulatory blood pressure non-invasive blood pressure monitor," *J. Ambulatory Monitoring*, Vol. 1, No. 1, pp. 39-51, 1988.
11. Chang, J. K., Chung, S. and Han, D. C., "Application of Bio-MEMS Technology on Medicine and Biology," *J. of the KSPE*, Vol. 17, No. 7, pp.45-51, 2000.
12. Moraes, JCTB., Cerulli, M. and Ng, PS., "Development of a new oscillometric blood pressure measurement system," *Computers in Cardiology*, Vol. 26, pp. 467-470, 1999.
13. Lin, C. T., Liu, S. H., Wang, J. J. and Wen, Z. C., "Reduction of interference in oscillometric arterial blood pressure measurement using fuzzy logic," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 50, pp. 432-441, 2003.
14. Association for the Advancement of Medical Instrumentation. American National Standard for Electronic or Automated Sphygmomanometers. Arlington Virginia, ANSI/AAMI SP10-1992.
15. Bland, J. M. and Altman, D. G., "Comparing methods of measurement : why plotting difference against standard method is misleading," *Lancet*, Vol. 346, pp. 1085-1087, 1995.
16. White, William B. and Herbst, Timothy, Thavarajah, Sumeska, Giacco, Sharon., "Clinical evaluation of the Trimline blood pressure cuffs with the Accutorr Plus™ Monitor," *Blood Pressure Monitoring*, Vol. 8, No. 3, pp. 137-140, 2003.
17. Cuckson, Alexandra C., Reinders, Annemarie, Shabeeh, Husain, Shennan and Andrew H., "Validation of the Microlife BP 3BTO-A oscillometric blood pressure monitoring device according to a modified British Hypertension Society protocol," *Blood Pressure Monitoring*, Vol. 7, No. 6, pp. 319-324, 2002.