

가압식 오실로메트릭 방법을 사용한 혈압측정 시스템의 설계

노동곤 · 이윤선 · 지정호* · 박성빈* · 이계형* · 김해관

연세대학교 의공학과, (주)빈즈메디칼*
(2001년 11월 18일 접수, 2003년 8월 11일 채택)

Design of the Blood Pressure Measurement System Using the Inflatable Oscillometric Method

D.K. Roh, Y.S. Lee, J.H. Jie*, S.B. Park*, K.H. Lee*, H.K. Kim

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, BINZmedical Co., Ltd.*

(Received November 18, 2001. Accepted August 11, 2003)

요약: 혈압은 사람의 건강상태를 알 수 있는 가장 기본적인 의학적 파라미터 중 하나이며, 오실로메트릭 방법을 사용한 혈압측정 시스템은 팔 동맥에서 커프를 통해 나타나는 압력을 측정함으로써 혈압수치를 비침습적으로 모니터링 하는 장치이다. 본 논문에서는 커프에 공기를 주입하면서 혈압을 측정하는 가압식 손목형 혈압측정 시스템을 설계하였다. 설계한 혈압측정 시스템은 전원부와 압력을 가하는 공기주머니를 포함하는 커프, 신호검출부, 신호처리부, 무선 송·수신부 그리고 디스플레이부로 구성된다. 설계한 자동 혈압측정 시스템은 기존에 일반적으로 사용되고 있는 자동 혈압측정 시스템과의 수축기, 이완기 혈압 및 심박동수의 비교·분석을 통해 신뢰성을 평가하였다. 수축기 혈압과 이완기 혈압을 결정하기 위해 MAA (Maximum Amplitude Algorithm)를 사용하였고, 적용한 특성비율은 0.436, 0.671이었다.

Abstract: Blood Pressure is one of the most fundamental parameters which reflects physical conditions medically, and the blood pressure measurement system using oscillometric method is a Non-Invasive Blood Pressure measurement device by measuring arterial pressure through a cuff.

In this paper, we designed a inflatable wrist blood pressure system which measures blood pressure during the stepping inflation in the wrist cuff. The hardware system consists of a main power unit, a bladder in cuff unit, signal detection units, signal processing units, a wireless data transmission unit, and a data display unit. We evaluated the reliability of this system by comparing and analyzing systolic, diastolic blood pressure, and heart rate with other commercial blood pressure measurement devices. Characteristic ratio values used to determine systolic and diastolic blood pressure using MAA(Maximum Amplitude Algorithm) were 0.436 and 0.671 respectively.

Key words: Blood pressure measurement system, Stepping inflation, Characteristic ratio

서 론

고혈압은 심혈관계 질환 뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 병이다. 국내에서 실행한 혈압측정조사를 보면 평균혈압은 연령증가에 따라 점차 증가하는 현상을 보였으며, 중증 고혈압 유병율은 12% 정도이고, 40세 이상의 인구에서는 16~19%, 경계성 고혈압은 25~28% 정도로 나타났고, 이로 인한 고혈압 합병증에 의한 사망을 모두 합치면 전체 사망의

50%를 상회할 만큼 중요한 만성질환 중의 하나이다[1]. 이러한 이유로 혈압을 모니터링 할 수 있는 기기의 개발이 요구되고 있다. 혈압을 비관혈적으로 측정하는 방법에는 청진법(Auscultatory method or Korotkoff method)[2], 오실로메트릭(oscillometric) 방법[3-6], 초음파를 이용한 방법[7] 등이 있으며, 이중 근래의 자동 혈압측정 시스템에서는 오실로메트릭 방법을 가장 많이 사용하고 있다. 하지만 이 방법은 일정한 압력까지 가압한 후, 서서히 감압하면서 혈압을 측정하므로 환자에게 커프압력에 의해 고통을 줄 수 있고, 측정시간이 오래 걸린다는 단점이 있다. 특히, 측정시 환자가 움직이거나 혈압결정을 위한 오실레이션을 찾지 못하게 되면 자동으로 이전 압력보다 더 높은 압력을 커프에 하게 되어 환자가 심한 고통을 느낄

통신저자: 이윤선, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리
연세대학교 의공학과

Tel. 033)760-2432, Fax. 033)763-5224

E-mail. yslee@dragon.yonsei.ac.kr

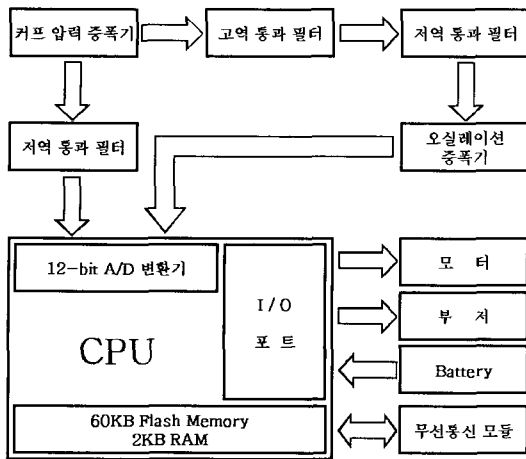


그림 1. 시스템 구성도
Fig. 1. System block diagram

수 있다. 이 단점을 보완하는 방법으로 최근 소개된 가압식 오실로메트릭 방법이 있다[8,9]. 이 방법은 커프를 서서히 가압하면서 혈압을 측정하는 방법으로 혈압을 빠르게 측정하고, 환자에게 고통을 주지 않지만, 혈압결정을 위한 오실레이션 데이터량이 적어서 정확한 측정을 하는 데에는 어려움이 있었다.

이에 본 연구는 기존의 감압식 오실로메트릭 방법과 최근 연구되고 있는 가압식 오실로메트릭 방법의 장점들을 이용하여, 일정시간동안 커프에 압력을 연속적으로 가한 후, 원하는 커프압력에서부터는 계단식 가압을 통해 혈압을 측정하는 방법을 사용하여 커프에 과도한 압력이 가해지지 않으면서도 빠르게 측정할 수 있는 장시간 모니터링이 가능한 휴대용 자동 혈압측정 시스템을 설계하였다.

혈압 측정시스템의 설계

그림 1은 본 연구에서 설계한 시스템 구성도이다. 시스템은 건전지(1.5V×2개, AAA형 알카라인 건전지)를 사용한 전원부와 커프에 압력을 가하는 모터부, 커프를 통해 커프 압력신호와 오실레이션 신호를 검출하는 신호검출부, 검출된 신호들을 처리하는 신호처리부, 시스템본체와 원격제어부인 컴퓨터(PC)를 연결하는 무선 데이터 송·수신부, 마지막으로 디스플레이부로 구성되어진다. 시스템에 사용한 저전력 마이크로 컨트롤러로는 60KB 플래쉬 메모리와 2KB RAM, 12 bit A/D 변환기가 내장되어 있으며, 절약모드에서는 단지 1.6μA가 소모되며, 48개의 I/O 포트를 내장한 MSP430F149를 사용하였다.

1. 전원부

가압식 자동 혈압측정 시스템의 전원은 AAA형 알카라인 건전지 2개를 사용한 +3 Volt로 구동되며, DC-DC Convertor인 MAX856을 사용하여 +5 Volt를 얻고, 다시 LMC7660을 사용하여 -5 Volt를 얻는다. MAX856은 0.8 Volt에서도 안정적으로 전원을 공급할 수 있으며, Low Battery Detect 기능이

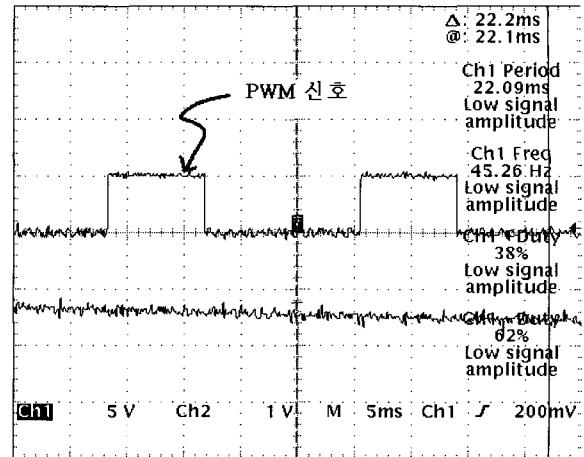


그림 2. PWM을 사용한 모터구동 신호
Fig. 2. Motor start signal using PWM

내장되어있어 배터리로 구동되는 시스템에 유용하다. 그리고 200μA의 낮은 공급 전류를 필요로 하고, 97% 이상의 효율로 전압을 전환할 수 있다.

2. 모터부

본 연구에서 사용한 DC 모터는 +3V에서 동작이 가능하고, 모터를 연속적으로 동작시킬 때 360mA가 소모되는 모터를 사용하였다. 커프에 공기 유입 시 전력 소모를 줄이고, 공기 주머니에 천천히 공기를 유입시키기 위해서 모터를 PWM(Pulse Width Modulation)으로 구동시켰으며, 이를 통해 모터에서 소모하는 전류를 240mA까지 줄였고, 공기주머니에 공기를 천천히 유입시킬 수 있다. 그림 2는 PWM을 사용하여 모터를 구동시킬 때의 신호를 검출한 것으로 하이 레벨에서만 모터가 동작하며, 하이 레벨 신호의 듀티비는 38%이고, 로우 레벨 신호의 듀티비는 62%이다.

3. 신호검출부

휴대용 혈압측정 시스템의 신호검출부에서는 커프의 압력과 오실레이션 검출을 위해 실리콘 압력센서를 사용하였으며, 오실레이션 신호를 검출하기 위하여 1Hz의 고역 통과 필터와 3Hz의 저역 통과 필터를 사용하였다. 실리콘 반도체 센서는 보정되지 않은 온도오차를 많이 내포하고 있으며, 간단한 온도 보상을 위해서 정 전류로 구동시킬 필요가 있고, 센서를 정전류로 구동시킬 때 온도로 인하여 브리지 저항이 증가하면 센서 브리지에 걸리는 전압이 상승한다. 이때 센서의 Full Scale Output은 센서의 감도와 브리지 전압의 곱으로 결정되므로, 브리지 전압의 상승은 Full Scale Output의 증가로 나타난다. 센서 설계 시에 $TCR(\text{브리지 저항의 온도계수}) = -TCS(\text{브리지 저항 감도의 온도계수})$ 로 정확하게 선택할 수 있으며, 보상 문제가 간단히 해결 될 수 있다. 실리콘 센서는 브리지 저항의 온도계수와 브리지 저항감도 계수가 조화를 이루는 센서이므로

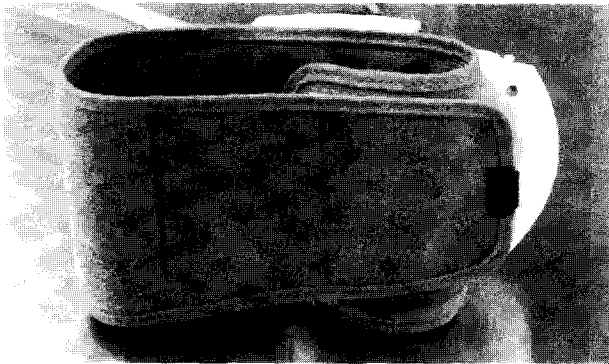


그림 3. 손목형 커프
Fig. 3. Wrist cuff

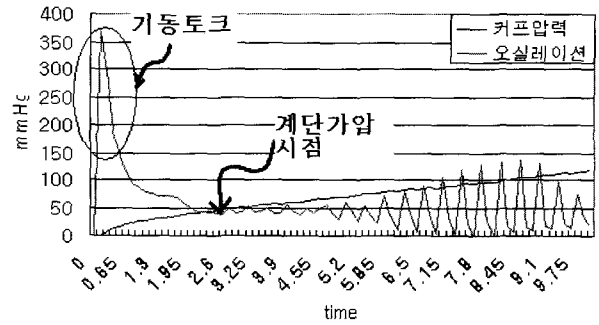


그림 4. 모터동작 노이즈와 계단식 가압 시점
Fig. 4. Motor noise and stepping inflation starting point

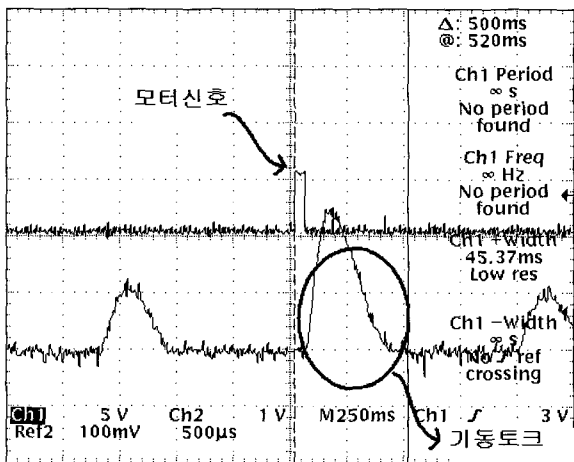


그림 5. 모터동작 신호에 의한 모터동작 노이즈
Fig. 5. Motor noise by motor control signal

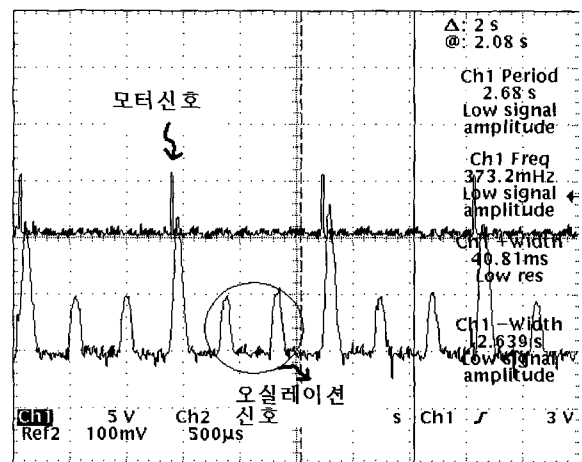


그림 6. 2초 간격의 계단식 가압신호
Fig. 6. Stepping inflation signal for 2 seconds

전류원으로 전압 레퍼런스를 이용하였으며, 증폭기를 통하여 출력전압을 얻었다. 그림 3은 본 논문에서 사용한 손목형 커프로, 전체 길이는 29cm, 폭은 7cm이며 공기주머니의 폭은 6cm, 길이는 16cm이다.

신호의 검출은 커프압력 검출회로와 오실레이션 검출회로를 통해 분리하여 검출하였다.

4. 신호처리부

본 연구에서는 측정된 커프의 압력과 검출된 오실레이션 신호를 처리하기 위하여 마이크로 컨트롤러에 내장된 12비트 A/D 컨버터를 사용하였으며, 데이터 샘플링은 100Hz를 사용하였다. 커프에 압력을 기동토크로 인해 커프의 압력변화가 생기기 때문에, 본 연구에서는 커프에 공기를 주입한 초기에 기동토크가 나타난 이후 혈압에 의해 나타나는 주기적인 오실레이션이 검출되는 최저지점에서부터 계단식 가압을 시작하였으며, 그림 4는 커프에 공기를 주입한 후 나타나는 기동토크와 계단식 가압의 시점을 나타낸 것이다.

계단식 가압의 주기는 2.68초로 하였으며, 모터를 가압한 후 500ms 동안은 모터를 기동시키기 위한 PWM신호로 인해 커프

프의 압력변화가 발생한 것에 의한 것이므로 데이터를 처리하지 않았으며, 500ms의 지연시간은 모터를 통한 계단식 가압을 할 때 발생하는 약 400ms 동안의 모터에 의한 커프의 압력변화를 제거하기 위해서이다.

그림 5는 모터를 동작시킨 초기에 오실레이션 검출회로를 통해 나타나는 기동토크 구간을 나타낸 것이다. 모터신호가 인가된 후 약 400ms정도의 구간에서 기동토크가 발생하며, 이에 따라 500ms 구간에서의 데이터는 신호검출에서 제거되었다.

그림 6은 모터 동작신호와 이때의 오실레이션 신호를 동시에 나타낸 그림이다. 모터신호는 2.68초 간격으로 동작함을 볼 수 있고, 그 사이에 두 개의 오실레이션 신호가 나타남을 알 수 있다. 또한 이때 나타나는 두 오실레이션의 시간 간격을 통해 심박동수를 계산하였다.

그림 7은 오실레이션의 크기에 따른 수축기 혈압과 이완기 혈압의 결정구간을 나타낸 것이다. 구간 1은 최대 크기의 오실레이션이 나타나는 시점이고, 이 오실레이션이 나타나기 이전의 오실레이션 중에서 크기의 최대크기 오실레이션의 67.1%에 해당하는 오실레이션에 대응하는 구간 2의 커프압력을 이완기 혈압으로 결정하고, 최대크기 오실레이션이 나타난 이후, 그 크

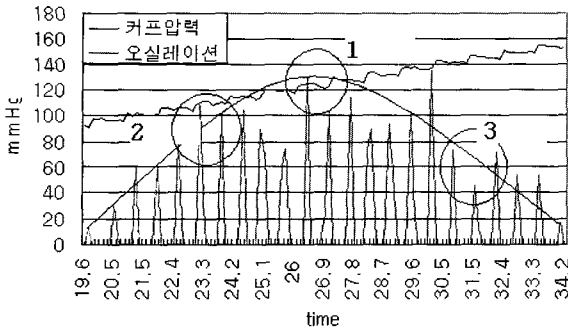


그림 7. 계단식 가압방법을 사용한 혈압의 결정
Fig. 7. Determine blood pressure using the stepping inflation method

기가 43.6%의 오실레이션이 나타나는 구간 3의 커프압력을 수축기 혈압으로 결정하였다. 가압식 방법을 사용하여 손목에서 혈압을 측정할 때, 그림 7과 같이 들쭉날쭉한 오실레이션을 볼 수 있는데, 그것은 오실레이션들이 호흡에 민감하게 반응하기 때문이다.

그림 8은 본 연구에 구현된 소프트웨어의 블록도이다. 혈압을 측정하기 위해 가압을 시작하면 먼저 계단식 가압을 개시하기 위해 아날로그-디지털 변환기를 통해 첫 번째 오실레이션이 나타나는지를 감시한다. 만약 오실레이션이 나타나게 되면 계단식 가압을 개시하고, 혈압측정을 위한 과정을 수행하게 된다. 계단식 가압을 통해 각각의 커프압력에서 오실레이션들의 크기를 비교하여 최대 크기의 오실레이션이 나타나는지를 검사한다. 만약 최대 크기의 오실레이션이 나타나게 되면 이때의 압력을 평균 혈압으로 결정하고, 이전의 오실레이션 데이터 중에서 최대 오실레이션 크기의 67.1%에 해당되는 오실레이션을 찾아서 그때의 커프 압력을 이완기 혈압으로 결정한다. 최대 크기의 오실레이션을 검출한 이후에도 계단식 가압을 계속하여 최대 오실레이션 크기의 43.6%에 해당되는 오실레이션이 나타나게 되면 이때의 커프 압력을 수축기 혈압으로 결정하고, 검출된 오실레이션들간의 시간 간격을 통해 심박동수를 계산을 수행한다. 이때의 데이터들은 마이크로 컨트롤러에 내장된 플래쉬 메모리에 저장되고, 이 저장된 데이터들은 추후 무선 송·수신부를 통해 원격제어부에서 데이터를 디스플레이 하게 된다.

5. 무선 데이터 송·수신부

MSP430F149의 플래쉬 메모리에 저장된 데이터들은 433 MHz의 무선 데이터 대역폭으로 원격제어부(PC)로 전송하였으며, 전송 속도는 9600bps이다.

무선으로 데이터를 송·수신할 경우 433MHz의 같은 대역에서는 신호의 간섭이 발생 할 수 있는데, 신호의 간섭을 피하기 위하여 본 연구에서는 송신할 8비트의 데이터 중 상위 4비트는 혈압측정 시스템 각각의 고유인식 번호이며, 하위 4비트는 측정된 혈압 데이터로 분류하여 전송하였으며, 총 열 여섯

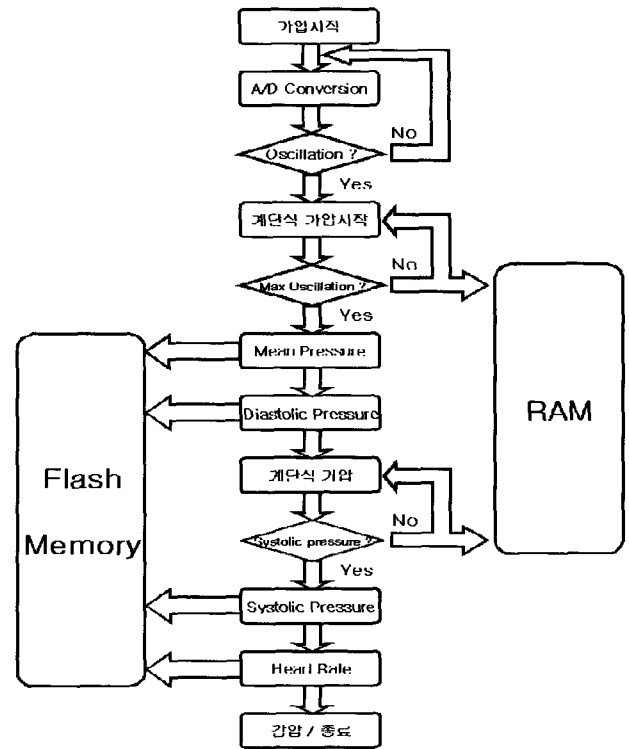


그림 8. 시스템 소프트웨어 블록도
Fig. 8. System software block diagram

대의 혈압계를 동시에 측정할 수 있도록 설계하였으며, 본 논문에서는 하나의 자동 혈압측정 시스템을 사용하여 실험하였다.

6. 디스플레이부

RS-232C 통신 방식은 1:1 근거리(15m 이내) 통신에 적합하며, 통신 거리를 연장하고자 하는 경우에는 통신 라인도 길어진다 단점이 있으므로 본 연구에서는 무선 송·수신 방식을 사용하여 플래쉬 메모리에 저장된 데이터를 원격제어부로 전송하여 저장된 데이터를 확인하였다.

실험 결과 및 고찰

본 연구에서 설계한 시스템의 성능을 평가하기 위해 관혈적(invasive)인 방법과의 비교를 하는 것이 최선의 방법이지만, 관혈적인 방법의 위험성 때문에 기존의 손목형 자동 혈압계와의 비교·분석을 하였다. 기존의 손목형 자동 혈압계는 감압식 방법을 사용하여 혈압을 측정하는 BRAUN사의 BP2510으로 측정범위는 0~300 mmHg이고, 정밀도는 ±3 mmHg이다. 본 연구에서 사용한 수축기 혈압 및 이완기 혈압의 특성비율은, 실험을 통해 얻어진 데이터를 바탕으로 가장 신뢰도가 높은 수치를 선택하였으며 이때의 수축기 특성비율은 0.436(평균오차=±0.018, 표준편차=±0.00053), 이완기 특성비율은 0.671(평균오차=±0.020, 표준편차=±0.00055)을 사용하여 혈압을 결정하였다.

실험은 20대 이상 남·여 26명을 대상으로 하였으며, 두 시

표 1. 설계한 시스템과 기존의 시스템을 사용한 평균혈압

Table 1. Mean blood pressure measured by designed system and existing system

Subject No.	설계한 시스템			기존의 시스템		
	Systolic	Diastolic	HR	Systolic	Diastolic	HR
1	123	80	54	122	78	54
2	138	81	73	139	82	73
3	141	92	83	144	92	83
4	107	72	79	107	72	79
5	150	101	81	151	103	81
6	140	95	74	140	96	74
7	135	82	82	131	81	83
8	110	65	97	109	66	98
9	109	66	72	108	66	73
10	119	79	68	117	78	69
11	126	81	71	126	80	71
12	152	100	66	155	101	65
13	118	83	91	118	81	92
14	111	73	79	110	72	79
15	112	72	77	113	72	78
16	124	83	77	122	86	78
17	128	85	71	134	86	71
18	136	89	66	138	91	65
19	131	90	65	136	90	66
20	132	91	96	132	92	96
21	143	96	68	143	94	68
22	150	101	76	152	103	75
23	134	83	66	134	84	66
24	145	103	81	147	107	82
25	148	96	75	147	97	76
26	122	82	70	123	82	70

시스템을 사용하여 동시에 측정이 불가능하기 때문에 두 시스템 중 하나의 시스템을 랜덤하게 선택하여 먼저 혈압을 측정하고, 이 측정이 끝난 후 나머지 기기를 사용하여 혈압을 측정하였다. 이 실험을 세 번 반복하여 수행하였다.

표 1은 본 논문에서 설계한 시스템과 기존의 자동 혈압측정 시스템의 평균혈압 결과를 나타낸 표이다.

그림 9, 10, 11은 기존의 시스템을 기준으로 했을 때, 설계한 시스템과의 차이를 나타낸 그림이다. 그림 9는 각 시스템들의 평균 수축기 혈압의 차이를 비교한 그림으로 수축기 오차는 ± 1.54 mmHg, 표준편차는 ± 4.77 mmHg 이며, 그림 10은 시스템들의 평균 이완기 혈압의 차이를 비교한 그림으로 오차는 ± 1.19 mmHg, 표준편차는 ± 2.35 mmHg 으로 나타났으며, 그림 11에서는 심박동수를 비교하였고, 이때의 평균오차 및 표준편차는 ± 0.5 pulse/min으로 나타났다.

위의 결과를 통해 혈압측정시 손목에 과도한 압력을 가하지 않으면서도 기존의 시스템과 유사한 결과를 얻을 수 있었다.

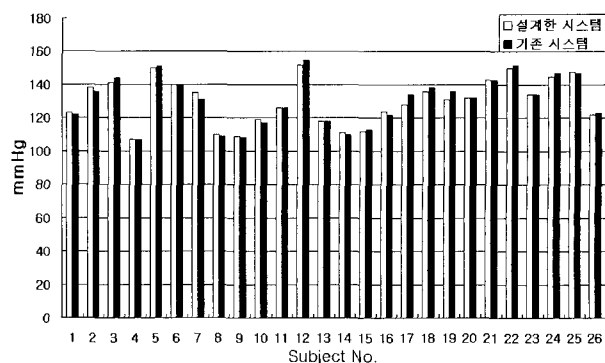


그림 9. 수축기 혈압의 비교

Fig. 9. Comparison of systolic blood pressure

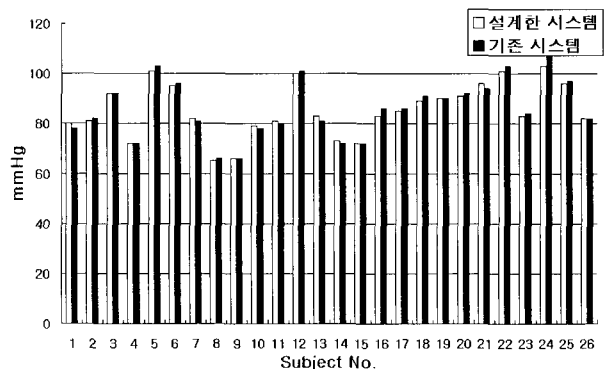


그림 10. 이완기 혈압의 비교

Fig. 10. Comparison of diastolic blood pressure

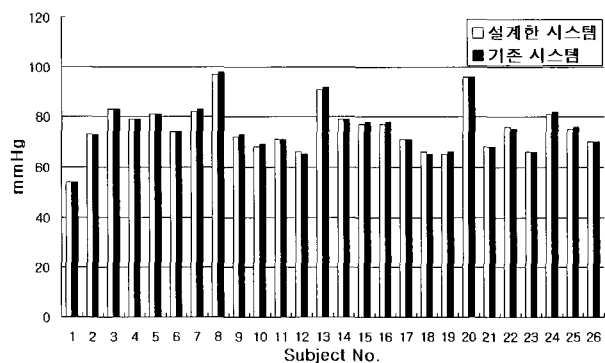


그림 11. 심박동수의 비교

Fig. 11. Comparison of heart rate

결론

본 논문에서는 임상적으로나 사회적으로 중요한 의미를 가지는 혈압을 측정함에 있어서 현재까지 상품화되지 않은 가압식 오실로메트릭 방법을 사용한 자동 혈압측정 시스템을 설계하여 비침습적이고 정량적으로 혈압을 측정할 수 있는 휴대용 혈압측정 시스템을 설계하였다. 수축기 혈압의 특성비율은

0.436, 이완기 혈압의 특성비율은 0.671로 결정하여 MINITAB 13.20으로 분석하였을 때, 수축기 혈압의 경우 $R^2=98.1\%$, $P=0.000$, 이완기 혈압의 경우 $R^2=98.6\%$, $P=0.000$, 심박동수의 경우에는 $R^2=99.6\%$, $P=0.000$ 의 상당한 신뢰도를 갖는 결과를 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. 보건복지부, "2001년도 고혈압·당뇨관리사업 지침", 2001
2. G.M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The Korotkoff sound", Ann. Biomedical Eng., Vol. 17, pp. 325-359, 1989
3. E. J. Marey, "Pression et vitesse du sang" Physiologic Experimentale, Masson, Paris, Vol. 2, pp. 307-343, 1876
4. JCBT Moraes, and M Cerulli, "A Strategy for Determination of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles", IEEE, Vol. 27, pp. 211-214
5. Lee A. Taylor, Ronald G. Bennett, and Thomas J. Dorsett, "The Application of Signal Averaging to the NIBP Oscillometric Waveform", IEEE, pp. 691-692, 1997
6. J. N. Amooore, W.B. Geake, and D.H. Scott, "The Effects of Pulse Rate, Artefact and Pulse Strength on Oscillometric Non-Invasive Blood Pressure Measurements", IEEE, pp. 1977-1978, 1997
7. Ware R.W., Laenger C.J., "Indirect blood pressure measurement Doppler ultrasonic kinetoarterio graphy" Proc 20th Ann Conf. Eng Med Biol. Vol. 9, pp. 27-30, 1967
8. M. Nakajima, T. Komatsu, T. Kimura, Y. Fujiwara, Y. Shimada, "Evaluation of a new Oscillometric Blood Pressure Monitor by Cuff Inflation Method", Anesthesiology, Vol. 85, pp. A401, 1996
9. N. Morioka, M. Ozaki, K. Ozaki, DI Sessler, T. Matsukawa, and H. Suzuki, "Measurement of Non-Invasive Oscillometric Blood Pressure During Cuff Inflation, Rather than Deflation", Anesthesiology, Vol. 87, pp. A431, 1997