

오실로메트릭법을 적용한 홈헬스케어용 비침습적

혈압측정법의 구현

강성철* · 전계록* · 정도운**

*부산대학교, **동서대학교

Implementation of Noninvasive Blood Pressure Measuring System for Home Health Care Using Oscillometric Method

Seong-Chul Kang* · Gye-Rock Jeon* · Do-Un Jeong**

*Pusan National University, **Dongseo University

E-mail : dujeong@dongseo.ac.kr

요 약

본 연구에서는 기존의 침습형 혈압 측정 방법의 위험성 및 불편성 등의 단점과 측정오차를 줄이고자 오실로메트릭법에 의한 혈압측정을 위하여 비관혈적인 방법으로 보다 정확하게 혈압을 추정할 수 있는 시스템을 구현하였다. 구현된 혈압 측정 시스템은 압력 제어부, 신호 측정부 그리고 혈압 신호처리부 등으로 구성하였다. 구현된 혈압측정 실험 시스템의 타당성을 검증하기 위하여 압력 측정부의 특성 평가 실험, 혈압 추정을 위한 특성비율 산출 실험, 오실로메트릭법에 의한 혈압 추정 및 평가 실험을 수행하였다. 본 연구에서 구현된 혈압 측정 실험 시스템으로 성인남성 5명을 실험 대상으로 선정하여 데이터를 계측하고 혈압을 추정하는 실험을 한 결과 오실로메트릭에 의한 혈압 추정 및 평가 실험에서 청진법과의 평균동맥압, 수축기 혈압, 그리고 이완기 혈압에서 최대 절대편차 비율이 각각 1.38 %, 1.63 그리고 2.97 % 이었고 최대 표준오차가 각각 5.00, 3.72, 그리고 4.34인 혈압 측정 시스템을 구현하였다.

ABSTRACT

In this study, an implementation of a system for measuring more accurate blood pressure by non-invasive methods of oscillometric was performed to reduce errors and weaknesses of the existing invasive blood pressure measurement methods. The system is composed of pressure control, signal measurement and blood pressure signal processing units. To verify the validity of the system, tests of characteristics evaluations for pressure measurement unit, extraction of characteristic ratios for blood pressure estimation, blood pressure tracking by oscillometric method were performed. A group of five adult male was selected for the clinical test of the implemented system. The results of the oscillometric method in comparison with auscultatory method are that the maximum ratios of PAD of average, systolic and diastolic arterial pressure are 1.38%, 1.63% and 2.97% with SEP of 5.00, 3.72 and 4.34.

키워드

Blood pressure, Oscillometric method, non-invasive method

1. 서 론

인체에는 내부 환경을 일정하게 유지하기 위하여 필요로 하는 무수히 많은 귀환제어시스템

(feedback control system)들이 존재한다. 이러한 시스템 중 인체 내의 체액을 한 기관에서 다른 기관으로 운송하는 역할을 담당하는 순환 시스템(circulation system)이 존재하며, 이들 중 대표

적인 시스템이 심혈관시스템(cardiovascular system, CVS)이다[1].

혈압을 측정하기 위한 방법으로는 크게 침습적 방법과 비침습적 방법으로 구분되어지며, 이들 방법들을 이용하여 정확하게 혈압을 측정하려는 연구가 타 연구자에 의해 지속적으로 수행되었다. 먼저 침습적 방법 즉, 직접 혈압 측정법은 가장 정확한 혈압 측정방법이기는 하지만 동맥 도관의 합병증 유발, 감염, 동맥 손상, 그리고 주위 조직의 손상이 발생할 가능성이 높아 사용하는 범위가 한정되어 있다. 따라서 외래 환자나 선별 검사에는 실용적으로 사용하지 못하는 단점을 지니고 있다[1]. 비침습적 방법 즉, 간접 혈압 측정법은 커프를 이용하여 상완동맥에 압력을 인가하여 혈관 내의 혈류를 차단하고 압력을 서서히 감압하면서 혈압을 측정하는 방법으로 1876년 Marey[2]에 의해 커프의 압력의 진동을 이용하여 혈압을 측정하는 방법이 제시되었다. 이후 1882년 Geddes[3]에 의하여 수축기 및 이완기 혈압의 개념이 개선되어 현재 대부분의 자동혈압계에서는 평균 동맥압을 추정하기 위하여 혈관 내부와 외부의 압력이 동일할 때 혈관의 유순도(compliance)가 최대가 된다는 근거 하에 오실레이션(oscillation)의 진폭이 최대가 되는 지점을 평균동맥압(mean arterial pressure)으로 추정하는 최대진폭알고리즘(maximum amplitude algorithm, MAA)이 가장 많이 이용되어지고 있다[4].

오실로메트릭 방법을 사용하여 평균 동맥압의 추정은 가능하지만 수축기 혈압과 이완기 혈압의 추정을 위한 명확한 기준이 설정되지 않았다. 따라서 수많은 연구자들에 의해 평균 동맥압으로부터 수축기 혈압과 이완기 혈압을 추정하는 방법들에 대한 연구가 지속적으로 수행되고 있다. 본 연구에서는 기존의 침습적 혈압 측정 방법의 위험성 및 불편성 등의 단점과 비침습적 혈압측정 시 발생하는 측정의 오차를 줄이고자 오실로메트릭 방법에 의해 보다 정확하게 혈압을 추정할 수 있는 시스템의 구현에 관한 연구를 수행하였다. 구현된 혈압 측정 시스템은 크게 압력제어 시스템부, 신호측정 시스템부, 그리고 측정된 신호로부터 혈압을 추정하기 위한 혈압 신호 처리부 등으로 구성하였다.

II. 본 론

1. 혈압 측정 시스템의 구현

본 연구에 의해 구현된 혈압 측정 시스템의 하드웨어는 크게 압력 제어부와 신호 측정부로 구분하여 설계하였다. 먼저 압력 제어부는 전동 펌프에 의해 압력을 생성하는 압력 발생부, 압력 발생부로부터 생성된 압력을 각각의 센서와 배출부로 분배하는 압력 분배부, 그리고 가압된 압력의 배출을 제어하기 위한 압력 배출부 등으로 구성하였다. 이들 중 압력 발생부는 소형 DC 모

터 회전축의 편심을 이용하여 압력을 발생시키도록 하였으며, 압력 분배부는 압력 발생부에서 생성된 압력을 커프와 반도체 압력 센서, 그리고 압력 배출부 등으로 분배하는 기능을 수행하며 압력의 원활한 분배를 위하여 솔레노이드 밸브를 사용하였다. 그리고 압력 배출부는 초당 압력 배출량을 0 ~ 50 mmHg/sec로 조정 가능하도록 배출 조절 스위치와 배출 차단 스위치로 구성하였다. 다음으로 신호 측정부는 압력신호 측정부, 맥동성분 검출부, 그리고 맥파신호 측정부 등으로 구분하여 회로를 설계하고 제작하였다. 이들 중 첫째, 압력신호 측정부는 압력신호 증폭부와 압력신호 필터부로 구성하였고, 둘째, 맥동성분 검출부는 필터부의 증폭 및 이득 조정부로 구성하였으며, 본 연구에 의해 구현된 혈압 측정 시스템의 하드웨어 구성도를 그림 1에 나타내었다.

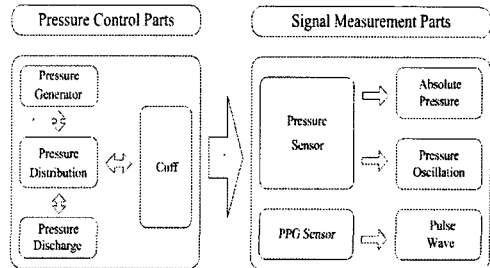


그림 1. 혈압 측정 시스템의 구성도

본 연구에서는 커프의 압력을 이용하여 비침습적인 방법으로 혈압을 측정하기 위하여 커프 내부의 압력을 보다 정확하게 검출하기 위한 압력 센서부를 구성하여 회로를 설계하였다. 즉 커프의 내부 압력인 측정압력과 혈압의 맥동성분에 의한 압력을 측정할 수 있도록 하였다. 먼저 압력신호의 측정을 위하여 반도체식 압력 센서를 사용하여 압력 측정부를 구성하였으며, 차동 증폭기를 이용하여 압력의 변화를 전기적 신호로 변환하여 검출하였다. 또한 검출된 신호의 크기를 증폭하고 신호에 포함된 잡음의 제거를 위하여 연산증폭기를 이용한 증폭부와 능동필터부를 설계하여 압력신호를 측정하였다. 그리고 측정된 압력신호로부터 혈압의 맥동성분 신호를 검출하기 위하여 고역통과필터(high pass filter, HPF)와 증폭부를 설계하고 제작하였다.

2. 혈압 측정 데이터의 신호처리

혈압 측정 시스템으로부터 계속된 신호를 보다 정확하게 분석하기 위하여 그림 2와 같은 방법으로 혈압 및 맥파 신호의 데이터를 신호처리하였다. 시스템으로부터 계속된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위하여 12bit의 해상도를 갖는 4채널 A/D 변환기인 생체신호계측기(PhysioLab 400, Physio Instrument Co.,

KOREA)와 전용 프로그램을 이용하였다. 데이터는 256Hz의 샘플링비로 신호를 변환하여 RS232를 통하여 PC로 전송하였다. 혈압의 맥동성분 신호에 각각 이동평균법을 적용하였다. 그리고 측정 압력 신호를 교정하기 위하여 2점 교정 기법을 적용한 후 혈압의 맥동성분 신호의 피크를 검출하여 평균 동맥압을 추정하였다. 또한 혈압의 맥동성분에서 최대 진폭의 시점을 구하고 이를 평균 동맥압으로 설정하였으며 실험적으로 산출된 특성비율을 이용하여 각각의 평균 동맥압에 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산출하였다.

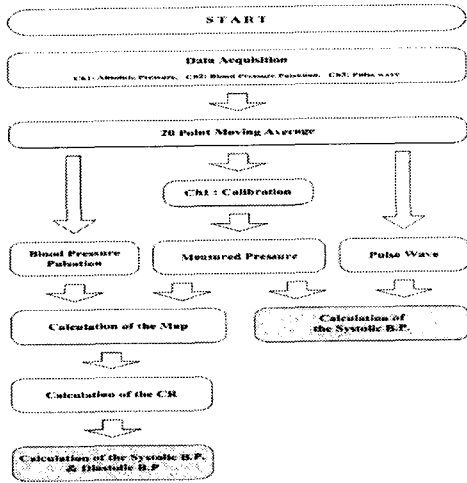


그림 2. 혈압 측정 데이터의 신호처리 흐름도

3. 신호 교정과 혈압 산출 알고리즘

MAA법을 사용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 구하는 방법은 커프의 압력에 의해 발생하는 진동을 측정하여 진폭이 가장 큰 지점을 평균 동맥압으로 결정한다. 수축기 혈압과 이완기 혈압을 구할 수 있는 일정한 진폭의 변화를 측정하기는 어렵기 때문에 평균 동맥압에 대해서 미리 정해진 비율의 커프 압력을 선택한다. 이때의 비율을 특성비율이라 하며, 커프의 압력에 대해 특성비율을 환산하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 다음의 수식을 사용하여 결정하였다.

$$A_s = A_m \times CR_s \text{ and } A_d = A_m \times CR_d \quad (1)$$

그리고 말초 동맥에서의 평균 동맥압은 다음의 수식으로 계산하였다.

$$MAP = P_d + \frac{1}{3}(P_s - P_d) = \frac{P_s + 2 \times P_d}{3} \quad (3)$$

혈압의 맥동성분 데이터를 획득하기 위하여 혈관이 폐쇄될 때까지 커프에 압력을 인가한 후 서서히 감압하면 수축기 혈압 이하의 압력에서

는 절대압력 신호에 맥동성분의 신호가 중첩되어 나타난다.

본 연구에서는 절대압력과 맥동성분 신호를 동시에 계측하여 연산증폭기를 이용한 능동필터로서 각각의 신호를 분리하여 디지털 신호로 변환하였다. 디지털 신호로 변환된 맥동성분 신호는 평균 동맥압의 추정과 추정된 평균 동맥압을 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하는데 중요한 자료로서 활용된다. 즉 디지털 신호로 변환된 맥동성분 신호를 이동평균법에 의한 전처리 과정을 거친 후 맥동성분 신호의 최고 피크치를 검출한 후 이때의 절대압력을 평균 동맥압으로 추정하였다. 그리고 추정된 평균 동맥압으로부터 보다 정확한 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하기 위하여 특성비율을 산출하는 과정을 수행하였다. 특성비율을 산출하는 과정은 다음과 같은 방법을 적용하였다. 평균 동맥압의 크기에 따라 8 단계로 수축기 특성비율과 이완기 특성비율을 각각 산출하여 평균 동맥압으로부터 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하였다. 이러한 일련의 과정에 의해 혈압의 맥동성분과 측정압력 신호로부터 평균 동맥압, 수축기 혈압, 그리고 이완기 혈압을 산정하는 개념을 그림 3에 나타내었다.

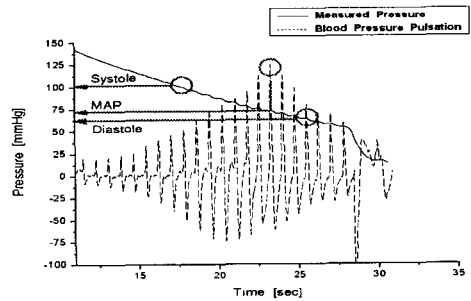


그림 3. 혈압의 맥동성분 신호

III. 실험 결과

1. 압력 측정부의 특성 평가 실험

압력 측정부의 특성을 평가하기 위하여 다음과 같은 실험을 수행하였다. 혈압 측정시 혈압 산출의 기준이 되는 기준압력 신호의 선형성을 평가하기 위하여 150 mmHg의 압력에서 3V의 전압이 출력되도록 압력 측정부를 교정하였으며 50 ~ 200 mmHg의 구간에 대하여 10 mmHg 또는 20 mmHg 단위로 11개의 구간을 설정하여 각각 10회 반복 측정하였다. 측정된 결과는 최대 오차율, 최대 계수변화율, 평균오차율, 그리고 평균계수변화율은 각각 0.4785 %, 1.5543, 0.2292 %, 그리고 0.5394로 관측되었다.

그리고 혈압의 맥동성분 신호로부터 커프의 압력 오실레이션 진폭이 최고 일 때를 평균 동

맥압으로 산정하는 MAA 기법을 사용하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였으며, 이를 위하여 평균 동맥압의 범위를 8 단계로 세분화하여 실험적 방법에 의한 특성비율을 관측하였다. 혈압 추정을 위한 특성비율 산출을 위한 실험을 수행한 결과 평균 동맥압의 범위에 따른 수축기 혈압의 산정을 위한 특성비율은 표 1과 같이 산출되었으며, 이완기 혈압의 추정을 위한 특성비율은 표 2와 같이 산출되었다.

표 1. 수축기 혈압의 평가를 위한 특성비율

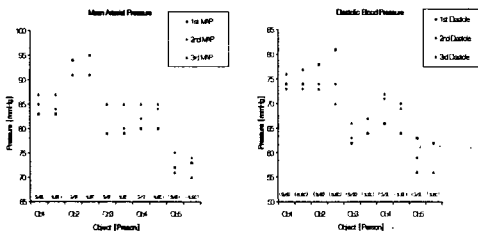
Condition	Ratio
MAP > 120mmHg	0.65
120 mmHg > MAP > 110 mmHg	0.65
110 mmHg > MAP > 100 mmHg	0.6
100 mmHg > MAP > 90 mmHg	0.63
90 mmHg > MAP > 85 mmHg	0.58
85 mmHg > MAP > 80 mmHg	0.62
80 mmHg > MAP > 75 mmHg	0.63
75 mmHg > MAP	0.62

표 2. 이완기 혈압의 평가를 위한 특성비율

Condition	Ratio
MAP > 120 mmHg	0.65
120 mmHg > MAP > 110 mmHg	0.62
110 mmHg > MAP > 100 mmHg	0.65
100 mmHg > MAP > 90 mmHg	0.63
90 mmHg > MAP > 85 mmHg	0.67
85 mmHg > MAP > 80 mmHg	0.62
80 mmHg > MAP > 75 mmHg	0.61
75 mmHg > MAP	0.67

2. 혈압 추정 및 평가 실험

구현된 혈압 측정 시스템을 사용하여 보다 정확하게 혈압을 추정하고 평가하기 위하여 실험 대상군을 선정하여 혈압 및 맥동성분 신호를 계측하는 실험을 수행하고 평가하였다. 이를 위하여 구현된 혈압 측정 시스템과 실제 임상에서 숙련자에 의해 청진법으로 측정된 결과와 통계적인 분석기법에 의해 시스템을 평가한 결과는 그림 4와 같다.



(a) 수축기혈압 (b) 이완기혈압

그림 4. 제작된 시스템과 청진법의 비교 결과

즉 실험 대상군 5명을 대상으로 10분의 시간 간격을 두고 3회에 걸쳐 평균 동맥압을 계측한 후 특성비율을 적용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 각각 산출하였으며, 이와 동시에 청진법으로 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하였다. 그리고 구현된 시스템의 비교 평가하기 위하여 절대편차의 비율과 표준오차를 분석한 결과 평균 동맥압, 수축기 혈압, 그리고 이완기 혈압에서의 절대편차의 비율의 최대치는 각각 1.38%, 1.63%, 그리고 2.97%로 나타났으며 표준오차의 최대치는 각각 5.00, 3.72, 4.34로 관측되었다.

IV. 결론

본 연구에서는 비침습적인 방법으로 보다 정확하게 혈압을 추정할 수 있는 혈압 측정 시스템의 구현에 관한 연구를 수행하였다.

본 연구에 의해 구현된 시스템과 임상에서의 숙련된 자의 청진법 측정값을 통계적 분석 기법에 의하여 분석한 결과 평균 동맥압의 절대편차의 비율은 1.04 %이었으며, 수축기 혈압은 0.67 %, 그리고 이완기 혈압은 2.06 % 이었다. 그리고 표준오차는 평균 동맥압이 2.46 이었으며, 수축기 혈압은 5.07 그리고 이완기 혈압은 2.96으로 청진법과 거의 유사한 결과를 나타내었다.

향후 연구에서는 압력 측정부의 재현성을 향상시킬 수 있는 연구와 정확도를 높일 수 있는 혈압추정 알고리즘에 관한 연구, 시스템의 효율성을 높이기 위한 연구 그리고 임상 유용성에 관한 연구 등을 지속적으로 수행한다면 병·의원에서 현재 이루어지는 수은혈압계를 대체할 수 있으며 고령화 사회에 대비하여 유용한 건강 모니터링기기로 활용되리라 사료된다.

참고문헌

- [1] Jae Kyu Cheun, Cardio pulmonary physiology for the clinicians, Koon Ja Publishing Inc., 1996.
- [2] E. J. Marey, Pression et vitesse du sang, "Physiologic Experimentable. Masson", Paris, Vol. 2, ch. VIII, pp.307-343, 1876.
- [3] J. A. Posey, L. A. Geddes, H. Williams, A. G. Moore, "The Meanung of the Point of Maximum Oscillations in Cuff Pressure in the Indirect Measurement of Blood Pressure". Part I, Cardiovascular Research Center Bulletin, Vol. 8, No. 1, pp.15-25, 1969.
- [4] S. S. Lim, K. L. Park, K. J. Lee, "A Study on the Compensation of Blood Pressure Caused by the Change of Arterial Pressure Shape", Korea Society of Medical Biological Engineering, Vol. 20, No. 20, pp.177-178, 1998.