

무선통신기술과 MAA 알고리즘을 이용한

휴대형 혈압측정 시스템 구현

김보성* · 김세진** · 정도운*

*동서대학교 컴퓨터정보공학부, **동서대학교 디자인&IT 전문대학원

Implementation of the Potable Blood Pressure Measurement System Using Wireless Communication Technology and MAA Algorithm

Bo-sung Kim* · Se-Jin Kim** · Do-Un Jeong*

*Division of Computer information Eng., Dongseo University,

**Graduate School of Design & IT, Dongseo University

E-mail : dujeong@dongseo.ac.kr

요 약

본 연구에서는 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, 무선센서네트워크부 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. The system were composed of pressure control, signal measurement, blood pressure signal processing units and wireless sensor network parts. For 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, Home Healthcare, Sensor Network, Portable System

1. 서 론

인체에는 내부 환경을 일정하게 유지하기 위하여 필요로 하는 무수히 많은 궤환제어 시스템들이 존재한다. 이들 궤환제어 시스템들은 항상

성(homostasis)을 유지하며, 인체 내의 당분, 염분, 수분, 산염기 평형, 산소 및 이산화탄소의 농도, 압력, 그리고 인체 기관을 구성하는 여러 가지 물질들의 조절뿐만 아니라 환경의 변화 및 질병 등에 대처한다. 이러한 시스템 중에 인체 내의 체액을 한 기관에서 다른 기관으로 운송하

는 역할을 담당하는 순환계가 존재하며, 이들 중 대표적인 순환계는 심혈관 시스템이다[1].

혈압 측정은 임상에서 가장 보편적으로 사용하는 검사 항목으로서 크게 침습적인 방법과 비침습적인 방법으로 구분할 수 있다. 이들 중 침습적인 방법은 혈압의 급격한 변동이 예측되거나 심혈관계가 불안정한 환자, 중증 폐질환자, 그리고 심한 대사 이상 환자에게 사용한다. 하지만 침습적인 방법은 동맥 도관의 합병증 유발, 감염, 동맥 손상, 그리고 주위 조직의 손상이 발생할 수 있어 한정적으로 시술한다.

비침습적 방법 즉, 간접 혈압 측정법은 커프를 이용하여 상완동맥에 압력을 인가하여 혈관 내의 혈류를 차단하고 압력을 서서히 감소하면서 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 이용되고 있다[2].

본 연구에서는 가정에서 보다 편리하게 혈압을 측정하고 지속적인 건강관리를 수행할 수 있는 홈 헬스 케어 시스템을 구현하였다. 기존의 침습형 혈압 측정 방법의 위험성과 불편함을 개선하기 위하여 비침습적 혈압측정법을 적용한 소형의 휴대형 혈압측정시스템을 구현하였다. 그리고 무선센서네트워크 기술을 적용하여 계속된 혈압데이터를 홈 서버로 전송하여 지속적인 혈압 측정치의 모니터링이 가능하고 원격지에서 혈압의 모니터링이 가능한 시스템을 구현하고자 하였다.

II. 본 론

1. 혈압 추정방법

혈압은 혈관 내를 흐르는 혈액이 혈관벽에 미치는 압력을 의미하며, 혈관이 위치하는 부위와 다양한 혈관의 종류에 따라 압력은 다르게 측정된다. 즉 대동맥, 동맥, 세동맥, 모세혈관, 정맥, 그리고 대정맥 등에서 측정되는 압력을 대동맥압, 동맥압, 소동맥압, 모세혈관압, 정맥압, 그리고 중심 정맥압 등으로 명명한다. 일반적으로 혈압은 동맥 내의 압력인 동맥혈압을 의미한다. 대동맥 혈압은 좌심실이 수축할 때 좌심실에서 대동맥으로 박출되는 혈액이 대동맥 벽에 부딪혀 저항하는 압력을 의미하며, 심장의 이완기에는 혈관의 탄력성에 의한 복원력으로 혈관에 저장된 혈액이 계속 이동하게 된다. 심장

이 수축할 때의 혈압을 수축기 혈압이라고 하며 심장이 이완할 때의 혈압을 이완기 혈압, 그리고 수축기 혈압과 이완기 혈압의 평균값을 평균 동맥압이라 한다. 일반적으로 정상 성인의 수축기 혈압은 120mmHg이고, 평균 동맥압은 100mmHg, 그리고 맥압은 40mmHg 정도이다.

본 연구에서는 비침습적인 방법으로 동맥압을 측정하기 위하여 커프의 압력 진동을 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하는 오실로메트릭법을 사용하였다. 일반적으로 최대 오실레이션 크기의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션에서 수축기 압력을 추정하고, 최대 오실레이션 크기의 75~80%에 해당하는 커프의 오실레이션에서 이완기 압력을 추정하며, 평균동맥압으로부터 혈압을 추정하는 개념을 그림 1에 나타내었다.

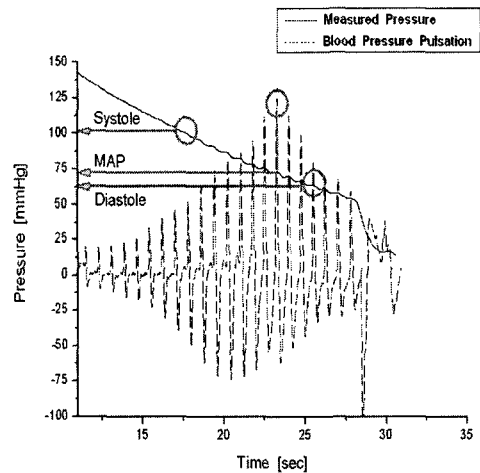


그림 1. 평균 동맥압에서 혈압의 추정.

본 연구에서는 보다 정확한 혈압의 추정을 위하여 평균 동맥압에 따른 가중치를 변화하여 보다 정확한 혈압추정이 이루어지도록 하였다. 이때 평균혈압으로부터 수축기 및 이완기 혈압의 추정을 위해 사용한 가중치를 특성비율(characteristic ratio, CR)이라 하였으며, 커프의 압력에 대해 특성비율을 환산하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 결정하였으며, 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$A_s = A_m \times CR_s \quad (1)$$

$$A_d = A_m \times CR_d \quad (2)$$

여기서 A_s 는 수축기에서의 커프의 압력, A_d 는 이완기에서의 커프의 압력, A_m 은 평균 동맥압에서의 커프의 압력, CR_s 는 수축기에서의 특성비율,

그리고 CR_a 는 이완기에서의 특성비율을 나타낸다.

2. 혈압 측정 시스템의 구현

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.

본 연구에 의해 구성된 혈압 신호의 측정 시스템의 전체 구성도는 그림 2와 같다.

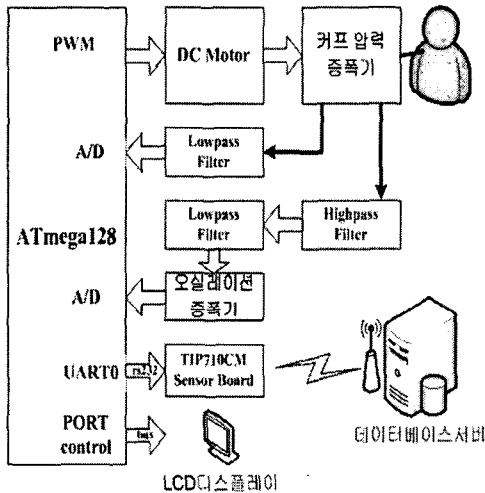


그림 2. 전체 시스템의 구성도.

먼저 압력신호 측정부는 압력 신호 측정부와 혈압의 맥동 성분 검출부로 구분하여 구성하였으며, 압력신호 측정부는 반도체식 압력 센서로부터 출력된 차동전압 신호를 검출하기 위하여 차동증폭부, 전치증폭단, 그리고 잡음의 제거를 위한 1 단계 저역통과필터(low pass filter, LPF)와 혈압의 맥동 성분을 제거하기 위한 2 단계 저역통과필터를 구성하였다. 차동증폭부는 FET(field effect transistor) 타입의 버퍼를 내장하여 고 입력 임피던스, 고 공통모드제거비 특성을 지닌 계측용 증폭기인 INA121(Burr Brown Co., USA)를 사용하였다. 그리고 차동증폭부로부터 출력된 신호는 이득의 조정이 가능한 두 개의 반전 연산증폭기로 전치증폭단을 구성하였다. 다음으로 혈압의 맥동성분 검출부는 압력신호 측정부의 1 단계 저역통과필터를 통과한 신호로부터 압력신호에 해당하는 저주파 성분을

제거하여 혈압의 맥동 성분만 검출하기 위하여 설계하였다. 이를 위해 먼저 압력 신호의 저주파 성분을 제거하기 위하여 차단주파수의 조정이 가능한 고역통과필터(high pass filter, HPF)를 설계하였으며, 혈압의 맥동 성분을 증폭하기 위하여 이득 조정이 가능한 증폭부 회로를 설계하였다. 그리고 계측된 압력신호와 맥동성분은 마이크로프로세서(ATmega128, Atmel Co., USA)에 내장된 10-bit A/D변환기로 입력되어 초당 256 샘플을 디지털 신호로 변환하였다.

디지털 신호로 변환된 압력신호와 맥동성분으로부터 평균혈압을 계측하고 이로부터 수축기와 이완기 혈압을 추정하는 알고리즘을 마이크로프로세서내부에서 연산하였으며, 연산결과를 무선으로 전송하기 위하여 IEEE 802.15.4 센서네트워크 기술에 기반 한 Zigbee 호환 무선 센서노드인 TIP710CM을 이용하였다. 이 센서노드는 Moteiv사의 telos 플랫폼을 기반으로 설계되었으며, TI사의 저전력 마이크로프로세서인 MSP430F1611에 의해 제어된다. MSP430F1611프로세서는 1.8V 정도의 저전압에서도 동작이 가능한 16bit RISC 구조의 마이크로프로세서로서 내부에 48KB의 프로그램 메모리와 10KB의 메모리를 갖고 있다. 본 연구에서는 마이크로프로세서와 센서노드의 UART간의 통신에 마이크로프로세서에서 계산된 결과를 센서노드로 전송하였다.

그리고 TIP710CM센서노드에서는 무선통신을 위해 Zigbee호환의 2.4G대역을 사용하고, 칩의 주변인터페이스회로가 간편한 무선통신칩(CC2420, Chipcon Co. Ltd., Norway)을 사용하였다. 무선센서노드의 운영체제는 김포넌트 기반 내장형 운영 체제인 TinyOS를 활용하여 프로그래밍 하였으며, 실제 구현된 혈압측정시스템을 그림 3에 나타내었다.

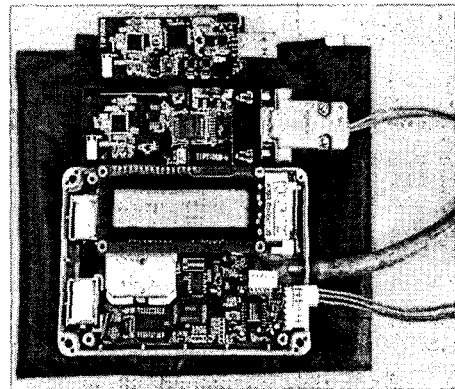


그림 3. 구현된 혈압측정 시스템.

3. 혈압추정 알고리즘

본 연구에서는 절대압력과 맥동성분 신호를 동시에 계측하여 연산증폭기를 이용한 능동필터

로서 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. 추정된 평균 동맥압으로부터 보다 정확한 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하기 위하여 특성비율을 산출하는 과정을 수행하였다. 특성비율을 산출하기 위해 평균 동맥압의 크기에 따라 8 단계로 수축기 특성비율과 이완기 특성비율을 각각 산출하여 평균 동맥압으로부터 수축기 혈압과 이완기 혈압을 산정하였다.

III 실험 및 결과

1. MAA와 특성비율을 이용한 혈압 추정

혈압의 맥동성분 신호로부터 커프의 압력 오실레이션 진폭이 최고 일 때를 평균 동맥압으로 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. 혈압추정 비교 평가

구현된 혈압계의 혈압추정 성능을 평가하기 위하여 건강한 성인 6명을 대상으로 본 연구에 의해 구현된 시스템을 이용하여 혈압 및 맥동성분 신호를 계측하고 이와 동시에 상용혈압계(EW243, National, Japan)와의 측정결과와 비교 평가를 수행하였으며, 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, 4.34이었다.

V. 결 론

본 연구에서는 비침습적인 방법으로 보다 정확하게 혈압을 추정할 수 있는 혈압 측정 시스템의 구현에 관한 연구를 수행하였다. 본 연구에 의해 구현된 시스템의 성능평가 결과 평균 동맥압의 절대편차의 비율은 1.04 %이었으며, 수축기 혈압은 0.67 %, 그리고 이완기 혈압은 2.06 %이었다. 그리고 표준오차는 평균 동맥압이 2.46이었으며, 수축기 혈압은 5.07 그리고 이완기 혈압은 2.96으로 거의 유사한 결과를 나타내었다. 이는 본 연구를 통해 구현한 시스템을 홈헬스케어에 적용 가능함을 확인할 수 있으며, 향후 지속적인 연구를 통해 혈압추정알고리즘의 보완 및 시스템의 소형화 저전력화를 통해 시간과 장소에 구애받지 않는 유용한 가정용 건강 모니터링기로 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, 1976.
- [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.