

주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 특성을 이용한 혈압 추정

백승완¹ · 박성민² · 손정만² · 박근철² · 이상훈² · 장우영² · 전아영² · 전계록^{3,+}

Estimation of the Blood Pressure Using Point Variation Aspect of Dicrotic Notch on Pulsating Waveform at Each Cardiac Periods

Seongwan Baik¹, Sungmin Park², Jungman Shon², Geunchul Park², Sanghoon Lee²,
Wooyoung Jang², Ahyoung Jeon², and Gyerok Jeon^{3,+}

Abstract

In the study, novel blood pressure estimation method was proposed to improve the accuracy of oscillometric method. The proposed algorithm estimated the blood pressure by comparing and analyzing the point variation aspect of dicrotic notch on pulsating waveform during each cardiac cycle. The waveforms of each cardiac cycle were extracted by maximum points. The extracted pulsating waveforms were applied by re-sampling, end-matching, and normalization. The systolic and diastolic blood pressures were estimated by point variation aspect of dicrotic notch. The blood pressures, which were estimated from proposed algorithm, were compared and analyzed by blood pressures from oscillometric methods and auscultation. The systolic blood pressure from oscillometric methods were +0.88 mmHg more than proposed algorithm, and 1.875 less than the diastolic blood pressures from proposed algorithm. The systolic and diastolic blood pressures from auscultation were 2.89 mmHg and 3.44 mmHg less than the blood pressures from proposed algorithm. As the errors between blood pressures from proposed algorithm, oscillometric method and auscultation were less than 5 mmHg, the proposed algorithm was effective.

Keywords : Blood pressure, Point variation aspect, Dicrotic notch

1. 서론

삶의 질 향상에 대한 국민들의 관심이 증대되고 있는 가운데 비 침습적인 방법으로 손쉽게 건강상태를 모니터링 할 수 있는 의료기기에 대한 개발이 요구되고 있다. 현재 병·의원용 의료기기뿐만 아니라 가정용·휴대용 의료기기에 대한 연구가 활발하게 진행되고, 전 세계적으로 비침습적이고 무구속적인 방법으로 환자의 고통을 최소화할 수 있는 의료기기의 연구가 활발히 진행되고 있다. 그

중에서도 혈압은 임상에서 환자의 건강상태를 판단하기 위한 기준으로써 매우 중요하게 사용되고 있다[1, 2].

혈압은 심장의 수축 및 이완 과정에서 발생한 혈류가 혈관 벽에 가해지는 압력을 의미한다. 혈압을 측정하기 위한 방법은 직접 도관을 혈관에 삽입하여 측정하는 직접적 방식인 침습적 혈압(IBP, Invasive Blood Pressure) 측정법과 청진음이나 압박대의 압력 변화 등을 이용한 간접적 방식인 비침습적 혈압(NIBP, Non-Invasive Blood Pressure) 측정법이 있다[3-6]. 그러나 침습적인 방법은 동맥혈관에 합병증유발, 감염, 동맥손상, 그리고 주위조직의 손상 등이 발생할 수 있어 사용하는 범위가 한정되어 있다[1-3]. 따라서 외래환자나 선별검사에는 적용하지 못하고 있는 실정이다.

현재 팔목형 소형 자동혈압계 또는 팔뚝형 자동혈압계를 사용하고 있으며, 이들 자동혈압계들은 오실로메트릭법을 적용하고 있다. 오실로메트릭법은 공기압에 의해 팽창이 가능한 커프와 커프의 압력을 측정할 수 있는 압력센서, 측정된 압력신호를 신호처리 할 수 있는 마이크로프로세서 등을 사용하여 혈압을 측정한다. 그러나 오실로메트릭법을 적용하는 혈압측정 장치 개발회사에 따라 혈압측정치가 다르게 관측되는 단점을 지닌다[5-7]. 왜냐하면 이 방법은 커프를 통하여 전달되는 압력 즉, 오실레이션 압력의 진폭(AOP,

¹부산대학교 의학전문대학원 마취통증의학교실(Department of Anesthesia and Pain Medicine, College of Medicine Pusan National University)

²부산대학교 의공학협동과정(Department of Interdisciplinary program in Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University)

³부산대학교 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Pusan National University)

⁺Corresponding author : grjeon@pusan.ac.kr

(Received : Jan. 3, 2013, Revised : Mar. 12, 2013, Accepted : Mar. 14, 2013)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Amplitude of Oscillation Pressure)이 최대인 지점을 측정하여 평균동맥압(MAP, Mean Arterial Pressure)으로 선정하고 다른 지점들의 압력을 몇 군데 더 측정하여 AOP의 하강 추세선을 구한 후 추세선의 변곡점을 구하여 수축기 및 이완기 압력으로 추정한다. 또는 최대 AOP에 특정 비율(CR, Characteristic Ratio)을 적용하여 선정된 두 지점을 수축기 및 이완기 압력으로 추정한다. 그리고 AOP가 처음 커지기 시작하는 지점을 측정하여 수축기 압력으로 정하는 경우도 있다. 이 때 측정시간이 충분할 경우 정확한 추세선을 구할 수 있고 수축기 압력의 정확도는 높힐 수 있으나, 빠른 측정을 위해서는 측정시간을 줄여서 신속하게 혈압을 측정한다[8]. 따라서, 전자혈압계 제조회사별로 신속하게 혈압을 결정하는 알고리즘들을 채택하여 사용하고 있으나, 각 회사별로 구현한 구체적인 알고리즘은 회사의 기밀로 공개하지 않고 있다. 하지만 대부분의 오실로메트릭 방법을 사용하여 혈압을 측정할 경우 MAP를 측정 후 수축기 및 이완기 혈압을 알고리즘에 의해 추정하는 방법을 적용하고 있다[8-10].

본 연구에서는 오실로메트릭법을 적용하여 비침습적으로 혈압을 측정하기 위하여 오실레이션 파형을 추출한 후 추출된 주기별 맥동 파형의 절흔점 위치변화 양상을 분석하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하고자 하였다.

2. 혈압 측정 시스템 구현

2.1 혈압 측정 시스템의 하드웨어

본 연구에 의해 개발된 혈압측정 시스템의 하드웨어 구성에 대한 블록다이어그램은 아래의 Fig. 1 과 같다. 정전압 전원부를 네 가지 전원 즉, 24, 15, 6, 5 V를 발생시키기 위하여 정전압 IC (Integrated Circuit)를 사용하여 구성하였다. 즉, 혈압을 측정하기 위해 커프에 공기압력을 인가한 후 밸브를 조정하여 서서히 압력을 감압하면서 커프 아래에 부착한 압력센서에 의해 인가한 압력과 이에 대응하여 나타나는 동맥혈관의 맥동파형인 오실레이션 파형을 측정하였다. 이때, 커프에 인가한 압력을 감압하기 위해 두 가지 감압 방법 즉, 설정된 압력범위에서 연속적으로 감압시키는 방법과 수축기 및 이완기 혈압으로 추정되는 압력의 ± 10 mmHg 범위에서는 2 mmHg 단위로 단계별로 감압하고 이 범위를 벗어나는 경우에는 빠른 속도로 연속적인 감압시키는 방법을 적용하였다. 따라서 밸브부는 두 개의 밸브로 구성되었으며, 밸브 제어부에 의해 제어되도록 하였다. A/D (Analog to Digital)부에서는 압력센서에 의해 측정된 아날로그 압력신호를 디지털신호로 변환하기 위하여 ADC (ADS1252, Texas Instruments Co., USA)를 사용하였다. 디지털신호로 변환된 압력신호는 전처리부(preprocessing unit)에서 맥동파형에 혼합된 여러 가지 잡음을 제거하고 신호를 증폭시키기 위하여 전치증폭기(LMC6462, National Semicon Nator CO., USA)를 사용하였다. 푸시버튼(push button)부에서는, 커프에 인

가한 압력을 연속적으로 감압 또는 선택한 압력범위 내에서 단계별로 감압하는 방법을 선택할 수 있도록 하였으며, 혈압측정 시스템이 불안정하든지 강제로 종료하여야 할 때 사용하는 강제종료 버튼으로 구성하였다.

마이크로 제어부는 MCU (Micro Control Unit: Atmega64, Atmel CO., USA)를 이용하여 혈압측정 시스템의 전체적인 제어를 담당하도록 하였다. UART (Universal Asynchronous Receiver and Transmitter)는 개인용 컴퓨터와 혈압측정 시스템간 유선통신을 지원하기 위한 통신부로서 USB를 이용하여 통신이 지원되도록 제어하는 FT232BM(Future Technology Devices International Co., United Kingdom)을 사용하여 데이터 통신을 수행하였다. 개발된 혈압 측정 시스템의 외형은 Fig. 2 와 같다.

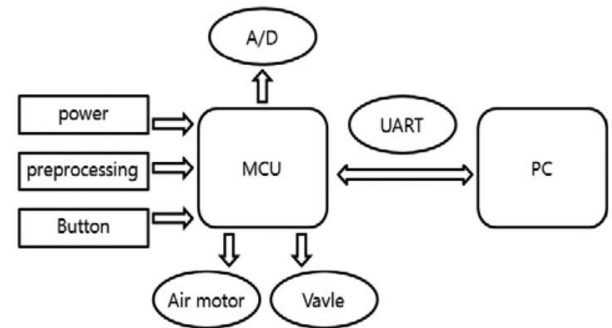


Fig. 1. A H/W block diagram of the blood pressure measuring system.



Fig. 2. The developed the blood pressure measuring system.

Fig. 2에 부착되어 있는 구성요소들은 크게 모니터링부와 동작모드 선택부 그리고 압력조절부 등이며, 각각의 기능은 다음과 같다. 먼저, 모니터링부는 압력 모니터링부, 통신상태 모니터링부, 전원 모니터링부 등으로 구분하였다. 압력 모니터링부에서는 커프의 압력변화를 실시간으로 디스플레이하는 기능을 수행하도록 하였다. 그리고 통신상태 모니터링부에서는 비동기 방식으로 USB 포트와 PC 간의 통신 상태를 LED (Light Emittted Diode)로 나타내도록 하였다. 또한 전원 모니터링부에서는 혈압측정 시스템의 전원이 정상적으로 작동하는지를 LED로 표시되도록 하였다. 다음으로, 동작

모드 선택부에서는 커프에 인가된 압력을 감압할 때 두 가지 모드를 선택하도록 하였다. RUN#1은 연속적인 감압방법을 선택하는 푸시 버튼이며 RUN#2는 선택한 압력범위에서 단계별로 감압하는 방법을 선택하는 푸시버튼이다. 그리고 STOP 버튼은 혈압측정 시스템을 인위적으로 종료할 사용하는 강제종료 버튼이다.

2.2 혈압 측정 시스템의 소프트웨어

본 연구에서는 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용하여 혈압을 추정하기 위하여 랩뷰(Labview 8.2, National Instrument Co., USA)를 사용하여 혈압측정 시스템의 운영 소프트웨어를 개발하였다. 개발된 운영 소프트웨어는 통신부(communication unit), 동작모드 선택부(operation mode select unit), 환경설정부(environment setting unit), 출력부(display unit)로 구성되어 있다. 랩뷰를 사용하여 개발된 운영 소프트웨어는 Fig. 3과 같다.

개발된 운영 소프트웨어의 구성에 대한 기능은 다음과 같다. 개발된 하드웨어 시스템과 개인용 컴퓨터 간의 통신을 위한 통신부는 포트설정 부분과 통신 속도 설정 부분으로 구성하였으며, 통신 활성화를 위한 버튼 ENQ를 통하여 개발된 하드웨어와 통신을 수행하도록 하였다. 하드웨어 외부에 부착된 동작모드 선택부의 강제종료 버튼 외에 프로그램 상에서도 강제종료를 할 수 있도록 하였다

혈압측정 실험을 시작하게 되면 개발된 하드웨어 시스템과 소프트웨어 시스템간의 통신 상태를 확인하고 동작모드를 인식한 후 실험을 진행한다. 실험이 종료된 후에는 결과 값은 텍스트파일, 개발된 운영 소프트웨어에서 그래프로 확인 가능한 데이터파일, 그래픽 파일 등을 자동으로 생성하고 저장되도록 하였다. 텍스트파일은 실험의 처음부터 종료까지의 실험데이터가 시간별로 저장되며 전압, ADC 측정치, ADC 측정치에 대응하는 압력 등을 포함하도록 하였다. 커프에 압력을 인가하고 감압하기 위한 환경설정부는 연속적인 감압 모드 시 커프에 인가해주는 최대압력과 감압 종료 시점인 최저 압력을 제어한다. 또한 단계별 감압 모드 시 단계별 지연시간, 단계별 감압압력과 획득하고자 하는 수축기 및 이완기 압력의 범위 등을 제어 하도록 하였다.

Fig. 3의 윗부분의 창은 왼쪽아래에 있는 메뉴의 정장된 데이터 열기 부분에서 그래프 보기를 선택할 경우 나타나는 화면이며, 연속적인 감압방법에 의해 측정된 결과이다. 그래프로 보기 부분은 두 종류의 창으로 구분하였다. 즉, 측정된 결과에서 가압단계를 제외한 최대압력에서 감압이 시작되는 부분부터 실험이 종료되는 시점까지 측정된 데이터를 그래프로 디스플레이 하는 창과 획득된 데이터를 이용하여 1차 미분한 결과 파형인 오실레이션 파형을 디스플레이 하는 창으로 구분하였다.

Fig. 3의 아랫부분의 창은 획득된 데이터에 1차 미분을 적용한 오실레이션 파형이며, 이를 최대진폭 알고리즘에 적용하여 혈압을 추정하기 위하여 나타내었다. 최대진폭 알고리즘을 적용함에 있어

서 특성비율과 최대진폭을 검출하기 위한 고정된 윈도우 범위는 사용자가 설정 할 수 있도록 하였다.

본 연구에서는 텍스트 파일을 사용하여 획득된 데이터를 확인하고 분석하여 혈압을 추정하였다.

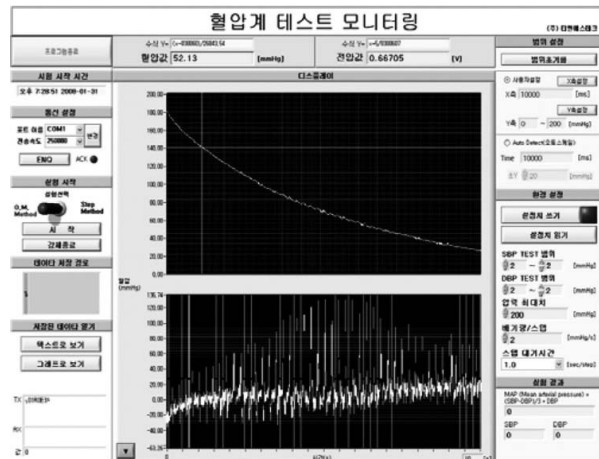


Fig. 3. A user interface of the developed S/W system.

2.3 혈압 추정 알고리즘

본 논문은 상완동맥에 커프를 부착하고 커프 아래 부위에 압력센서를 위치시키고 커프 압력을 최대로 인가한 후 서서히 감압시키면서 나타나는 동맥혈관의 맥동파형들의 조합된 오실레이션 파형을 검출하였다.

첫 번째, 커프 압력과 이에 대응하여 나타나는 동맥혈관의 오실레이션 파형이 혼합된 맥동파형 신호를 1차 미분하여 오실레이션 파형을 추출하였다. 그리고 추출된 오실레이션 파형의 주기별 최대점을 검출한 후 검출된 최대점을 맥동파형에 매칭(matching)하여 주기별 맥동파형을 추출 하였다. 주기별 맥동파형의 최대점을 검출하기 위하여 세 가지 방법 즉, 문턱치 설정, 기울기 비교, 윈도우 설정 및 최대점 선정 등을 적용하였다[11]. 먼저, 추출된 오실레이션 파형에 문턱치를 적용하였으며, 문턱치는 영(zero)으로 설정하였다. 왜냐하면 커프 압력의 기준선에 오실레이션 파형이 혼합된 형태이기 때문에 1차 미분을 수행하면 오실레이션 파형은 영점선(zero line)을 기준으로 상·하 방향으로 진동하기 때문이다. 다음으로 오실레이션 파형의 기울기를 판별하여 기울기가 양의 상태에서 음의 상태로 변화하는 변곡점 등을 검출하였다. 그러나 이 단계에서는 문턱치 이상에서 여러 개의 변곡점이 발생하는 경우 이들도 검출된다는 문제점이 나타난다[11]. 따라서 마지막으로 여러 개의 변곡점들 중 최대점을 선정하기 위하여 윈도우를 설정한 후 윈도우 범위 내에서 주기별 맥동파형을 선정하기 위하여 최대점을 검출하는 방법을 적용하였다.

두 번째, 검출된 주기별 맥동파형을 비교·분석하기 위하여 다음

의 세 가지 방법을 적용한 전처리과정을 수행하였다. 먼저, 주기별로 추출된 맥동파형 시계열 데이터의 수를 동일하게 하기 위하여 매트랩(Matlab2009b, Mathworks Co., USA)을 사용하여 재샘플링(resampling)을 실시하였다. 즉, 커프 압력과 이에 대응하여 나타나는 오실레이션 파형이 혼합된 맥동파형을 100 Hz로 샘플링하여 주기별로 추출되는 맥동파형 시계열 데이터 수를 관측한 결과 주기별로 상이하였기 때문에 분석의 정확성을 향상 시키기 위하여 1,000 Hz로 재샘플링 하였다. 다음으로, 재샘플링된 주기별 맥동파형의 기저선을 제거하기 위하여 끝점매칭(end matching) 기법을 적용하였다. 마지막으로 재샘플링과 끝점매칭을 적용한 주기별 맥동파형을 비교·검토하기 위하여 정규화과정(normalization process)을 수행하였다[11, 12].

세 번째, 정규화과정을 거친 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 분석하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였다. 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상은 동맥혈관의 유순도 모델[13]에 기반하여 변화한다. 커프의 압력을 최고압력에서 서서히 감압을 시키면서 주기별 맥동파형의 절흔점 위치를 관찰하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였다. 즉 수축기 혈압 이전에는 절흔점의 위치가 일정하게 유지하다가 절흔점 위치가 상승하는 구간이 나타나며, 이 구간을 수축기 혈압으로 추정하였다. 이후 주기별 맥동파형의 절흔점 위치는 상승을 유지하다가 다시 하강하는 구간이 발생한 후 절흔점 위치가 일정하게 유지되는 구간이 나타나며, 이 구간을 이완기 혈압으로 추정하였다.

3. 혈압 측정 실험 방법

3.1 실험대상군

본 연구에서 제안한 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 특성을 이용한 혈압 추정 방법을 인체에 적용하여 검증하기 위하여 구원된 혈압 측정 시스템을 사용하여 실험을 수행하였다. 실험대상군은 20대 후반 성인 남자 3명 즉, 평균신장 174 cm, 평균체중 75 Kg을 선정하였다.

3.2 실험환경 및 프로토콜

실험환경은 실험 전 날부터 카페인 함유된 청량음료 섭취 및 음주를 금지하고, 충분한 수면을 취하게 하였으며, 실험 중에는 실내온도 23-24℃를 유지하도록 하였다. 또한 실험 프로토콜은 혈압 측정 중 움직임에 의한 아티팩트(artifact) 및 잠음 혼입을 배제하기 위하여 움직임 금지, 대화금지, 분당 15회로 호흡조절 등을 하도록 하였다. 그리고 실험 대상자 별로 최소 3회 반복 측정하였으며, 반복 측정 시 최소 10분 이상의 휴식시간을 취하도록 하였다.

3.3 실험방법

본 연구에 의해 개발된 혈압측정 시스템의 유효성과 제안한 알고리즘을 검증하기 위하여 실험 대상군의 혈압을 측정하는 실험을 아래와 같은 일련의 과정으로 수행하였다.

실험 대상군 왼팔의 상완동맥에 성인용 커프를 감은 후 혈압을 측정하였다. 혈압을 측정하기 위하여 인가한 커프의 최고압력은 180 mmHg 최저압력은 50 mmHg으로 설정 하였다. 설정된 최고압력과 최저압력 범위에서는 압력이 서서히 감압되도록 하였고, 최저압력 이하인 경우에는 빠른 속도로 감압되도록 하였다. 이러한 방법으로 선정된 실험군 3명을 대상으로 최소 3번씩 혈압을 측정하였다.

실험 대상군으로부터 측정된 맥동파형은 커프 압력과 오실레이션 파형이 혼합되어 나타나기 때문에 맥동파형으로부터 오실레이션 파형을 추출하기 위하여 주기별 맥동파형을 검출하였다. 즉, 측정된 맥동파형을 1차 미분하여 오실레이션 파형을 추출하였다. 그리고 추출된 오실레이션 파형에 문턱치 설정, 기울기 비교, 윈도우 설정 및 주기별 최대점 선정[11] 등을 적용하여 오실레이션 파형의 주기별 최대점을 검출하였다. 또한 검출된 주기별 최대점을 맥동파형에 매칭하여 주기별 맥동파형을 추출하였다. 추출된 주기별 맥동파형에 재샘플링, 끝점매칭, 정규화과정으로 구성된 전처리과정[11, 12]을 수행한 후 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 특성을 비교·분석하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였다. 끝점매칭 기법은 주기별 맥동파형의 시작과 마지막 점을 직선으로 긋고 이 직선을 기준으로 맥동파형을 재구성하는 기법이며, 시계열 내에 포함되어져 있는 선형성분(linear trend)을 제거하기 위하여 사용하였다. 끝점매칭을 수행한 시계열 데이터의 처음과 끝은 모두 영으로 나타내어진다. 끝점매칭 기법을 수행하기 위한 식은 다음과 같다.

$$B(i) = B(i) - \frac{N-i}{N-1} \cdot (B(1) - B(N)) - B(N) \quad (1)$$

여기서, $i = 1, 2, \dots, N$ 이며, $B(i)$ 는 번째 B 의 데이터를 나타내며, N 은 시계열 데이터의 총 길이로 정의된다. 끝점매칭 기법 적용 전·후의 주기별 맥동파형의 형태는 Fig. 4과 같다.

끝점매칭 기법을 수행한 주기별 맥동파형 절흔점 위치변화 양상을 분석하기 위하여 정규화과정을 적용하였으며, 적용된 수식은 아래와 같다.

$$N(i) = \frac{B(i) + \min(B(i))}{\max(B(i)) + \min(B(i))} \quad (2)$$

여기서, $B(i)$ 는 끝점매칭을 적용한 후의 주기별 맥동파형의 시계열 데이터이고, $N(i)$ 는 정규화과정을 적용한 후의 시계열 데이터를 의미한다. 정규화과정 적용 전·후의 시계열 데이터는 Fig. 5과 같다.

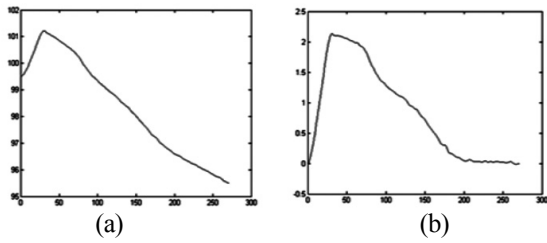


Fig. 4. A time series data of the pulsating component waveform include in the blood pressure waveform during one cardiac period; (a) before applying end matching method and (b) after applying end matching method.

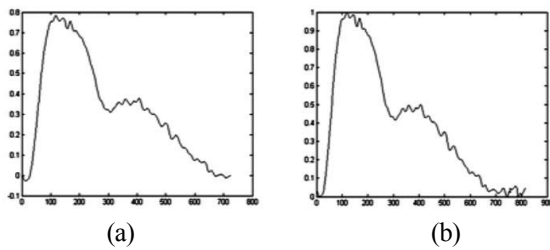


Fig. 5. A time series data of the pulsating component waveform include in the blood pressure waveform during one cardiac period; (a) before applying normalization process and (b) after applying normalization process.

4. 혈압 측정 실험 결과

4.1 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정

본 연구에 의해 구현된 혈압측정 시스템과 제안한 혈압 추정 알고리즘을 사용하여 측정된 맥동파형으로부터 혈압을 추정하기 위하여 아래와 같은 일련의 과정으로 실험을 수행하였다.

먼저, 실험 대상군으로부터 획득한 커프 압력과 오실레이션 파형이 혼합되어 나타나는 맥동파형을 1차 미분하여 오실레이션 파형을 추출하였다. 그리고 추출된 오실레이션 파형으로부터 주기별 최대점을 검출하기 위하여 세 가지 기법 즉, 문턱치 설정, 기울기 비교, 윈도우 설정 및 주기별 최대점 선정 방법들을 적용한 결과 검출된 주기별 최대점은 Fig. 6과 같다.

추출된 주기별 맥동파형을 비교·분석하고 기저선을 제거하기 위하여 전처리과정 중 끝점매칭 기법을 적용한 결과는 Fig. 7과 같다.

끝점매칭 기법을 적용한 주기별 맥동파형을 비교·검토하기 위하여 정규화과정을 적용한 결과 주기별 맥동파형은 Fig. 8과 같다. 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화는 수축기 혈압 이전에는 일정하게 유지되었으나, 수축기 혈압에서부터 절흔점 위치가 상승하기 시작하였다. 따라서 정규화과정을 적용한 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화가 발생하는 시점의 압력을 관측함에 의해 수축기 혈압을 측정할 수 있었다.

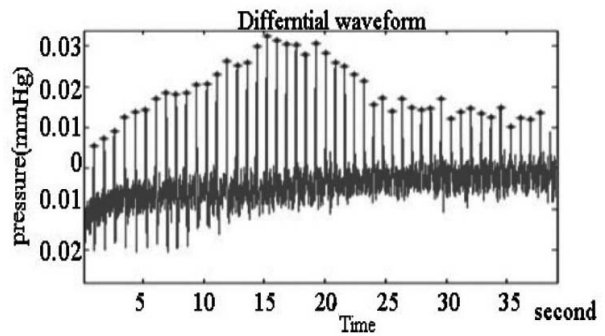


Fig. 6. The maximum points correspond to each cardiac period detected from extracted oscillation waveform.

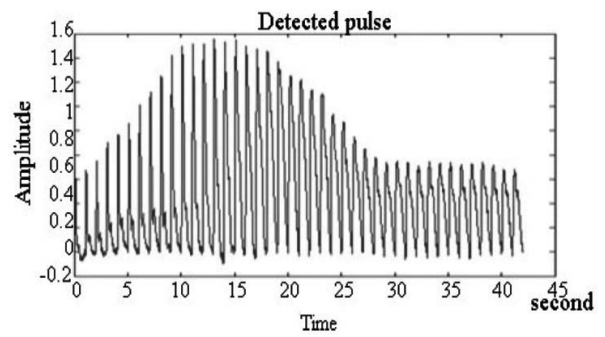


Fig. 7. A result of apply end matching method to the pulsating waveform of each cardiac period.

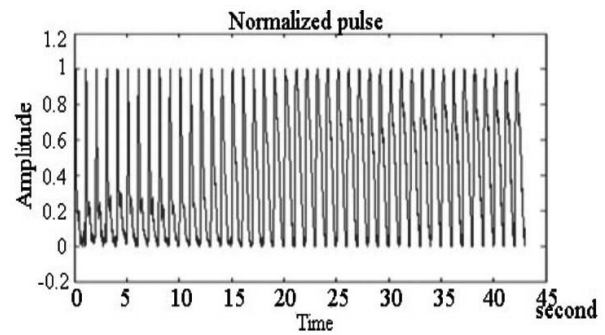


Fig. 8. A result of apply normalization process after end matching method to the pulsating waveform of each cardiac period.

본 연구에 의해 제안된 방법, 즉 정규화과정을 거친 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 비교·분석하여 혈압을 추정한 결과를 Fig. 9에 나타내었다. Fig. 9을 분석한 결과 수축기 혈압 이전에는 절흔점 위치가 일정하게 유지 되는 양상을 나타내었으나, 수축기 혈압을 나타내는 영역에서 절흔점 위치가 상승하는 추세를 관찰할 수 있었다. 이후 주기별 맥동파형의 절흔점 위치가 상승을 유지하다가 하강하는 구간이 발생하였고, 다시 절흔점 위치가 일정하게 유지되는 구간이 나타났으며 이 구간을 이완기 혈압으로 추정하였다.

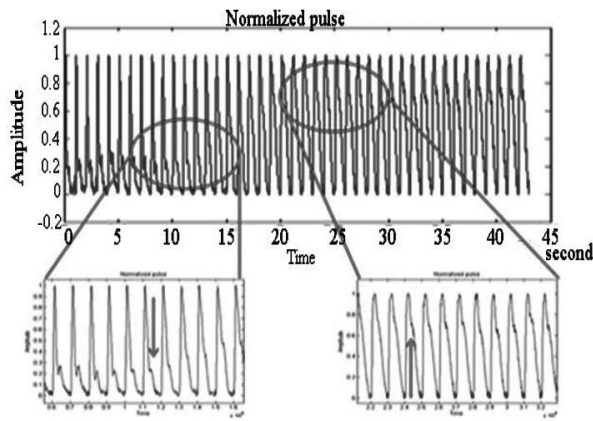


Fig. 9. Estimation of the systolic and diastolic blood pressure considered variation aspect of dicrotic notch region of the pulsating waveform of each cardiac period after normalization process.

4.2 전자혈압계로 측정된 혈압과 제안 알고리즘을 적용한 혈압 추정 결과 비교 분석

본 연구에 의해 제안된 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압추정 결과와 오실로메트릭법을 적용한 전자혈압계를 사용하여 측정된 혈압 측정치를 비교한 결과를 Table I에 나타내었다. Table I에서 오실로메트릭 법에 의해 측정된 수축기 혈압의 평균은 117.13 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 76.75 mmHg이었다.

Table 1. The comparison of between the estimated blood pressure value using position variation aspect of dicrotic notch on pulsating waveform at each cardiac periods and measured the blood pressure value using electronic sphygmomanometer

No.	(mmHg)					
	Electronic sphygmomanometer		Proposed algorithm		Difference value	
	Sys.	Dia.	Sys.	Dia.	Sys.	Dia.
1	120	76	120	79	0	3
2	116	76	112	84	4	8
3	126	83	119	81	7	2
4	120	80	120	84	0	4
5	143	86	143	82	0	4
6	114	77	114	81	0	4
7	100	70	104	72	4	2
8	98	66	98	66	0	0
Average	117.13	76.75	116.25	78.62	0.87	1.87

반면에 본 연구에서 제안하는 방법인 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용하여 혈압을 추정한 결과 수축기 혈압의 평균은 116.25 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 78.625 mmHg로 관측되었다. 따라서 오실로메트릭법에 의한 혈압추정치와 제안하는 방법에 의한 혈압추정치보다 수축기 혈압에서는 0.88 mmHg만큼 높게 나타났으며, 이완기 혈압에서는 1.875 mmHg만큼 낮게 관측되었다. 또한 두 가지 방법에 의한 혈압추정치에서 오실로메트릭법에 의한 측정치를 감소한 차이의 평균은 수축기 혈압에서 평균 0.875 mmHg, 이완기 혈압에서 평균 1.875 mmHg로 관측되었다. 따라서 본 연구에 의해 제안한 방법이 오실로메트릭법과 비교해 볼 때 오차범위 2 mmHg 이내 이므로 혈압추정에 유효한 방법임을 알 수 있었다.

4.3 청진법으로 측정된 혈압과 제안한 알고리즘을 적용하여 추정한 혈압 결과 분석

본 연구에 의해 제안한 알고리즘의 검증과 개발된 혈압측정 시스템의 임상 적용의 유의성을 검토하기 위하여 비침습적인 혈압측정법 중의 하나인 청진법을 사용하여 측정하여 혈압을 측정 결과와 비교하였다. 청진법을 이용하여 혈압을 측정하는 방법은 다음과 같다. 먼저, 실험은 정상혈압에 해당하는 대상자 1 명을 선정하여 9 번 반복 측정하였다. 반복 측정 시 5~10 분의 휴식기를 취한 후 혈압을 측정하였다. 제안하는 방법에 의한 실험은 연속적인 감압에 의한 오실레이션 파형에서 주기별 맥동파형을 검출하여 끝점매칭, 정규화

Table 2. The comparison of between the estimated blood pressure value using point variation aspect of dicrotic notch on pulsating waveform at each cardiac periods and measured the blood pressure value using auscultation method

No.	(mmHg)					
	Auscultatory		Proposed algorithm		Difference value	
	Sys.	Dia.	Sys.	Dia.	Sys.	Dia.
1	130	100	135	103	5	3
2	125	100	128	105	3	5
3	130	90	132	94	2	4
4	125	95	127	98	2	3
5	130	90	135	95	5	5
6	125	90	128	93	3	3
7	120	90	122	92	2	2
8	125	90	126	95	1	
9	130	90	133	91	3	1
Average	126.67	92.78	129.56	96.22	2.39	3.44

과정을 거쳐 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 관찰하여 혈압을 추정하였고, 청진법은 왼쪽 팔의 상완동맥에 성인용 커프를 감고 커프 아래에 청진기를 위치시킨 후 전문간호사가 혈압을 측정하였다.

본 연구에 의해 제안된 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상에 의한 혈압 추정 결과와 청진법에 의한 혈압 측정 결과는 Table 2와 같다. Table 2에서 청진법에 의해 측정된 수축기 혈압의 평균은 126.67 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 92.78 mmHg이었다. 반면에 본 연구에 의해 제안된 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정치는 수축기 혈압의 평균은 129.56 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 96.22 mmHg로 관측되었다. 따라서 청진법에 의한 혈압 측정치가 본 연구에 의해 제안된 방법에 의한 혈압 추정치보다 수축기 혈압에서는 2.89 mmHg, 이완기 혈압에서는 3.44 mmHg만큼 낮게 관측되었다. 따라서 본 연구에 의해 제안된 방법과 청진법을 비교해 볼 때 오차범위 4 mmHg 이내 이므로 본 연구에 의해 제안된 방법으로 혈압 측정이 유효함을 알 수 있었다.

5. 토의 및 결론

본 연구에서는 오실로메트릭법에 의해 획득한 커프 압력과 오실레이션 파형이 혼합되어 나타나는 맥동파형 신호를 1차 미분하여 오실레이션 파형을 추출하였다. 그리고 추출된 오실레이션 파형의 주기별 최대점을 검출하기 위하여 세 가지 기법 즉, 문턱치 설정, 기울기 비교, 윈도우 설정 및 주기별 최대점 선정 등을 적용하였다. 추출된 오실레이션 파형의 주기별 최대점을 맥동파형에 매칭하여 주기별 맥동파형을 추출하였다. 추출된 주기별 맥동파형을 비교 분석하기 위한 전처리과정 즉, 재샘플링, 끝점매칭, 정규화과정을 거쳐 주기별 맥동파형의 절흔점의 위치변화 양상을 비교하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였다.

본 연구에 의해 제안된 알고리즘을 적용한 결과 관측된 혈압 추정치와 두 가지 방법 즉, 오실로메트릭법을 적용한 전자혈압계와 코로토코프음을 이용한 청진법에 의한 혈압 측정 결과치와 비교·검토한 결과는 다음과 같다.

첫째, 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정 결과와 오실로메트릭법을 이용한 전자혈압계를 사용하여 측정된 혈압 측정치를 비교한 결과 전자혈압계로 측정된 수축기 혈압의 평균은 117.13 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 76.75 mmHg이었다. 반면에 본 연구에서 제안하는 방법인 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정 결과치는 수축기 혈압의 평균은 116.25 mmHg, 이완기 혈압의 평균은 78.625 mmHg로 관측되었다. 따라서 오실로메트릭법에 의한 혈압측정치가 제안하는 방법에 의한 혈압 추정치보다 수축기 혈압에서는 + 0.88 mmHg만큼 높게 나타났으며, 이완기 혈압에서는 1.875 mmHg만큼 낮게 관측되었다.

둘째, 청진법에 의한 혈압 측정치는 수축기 혈압이 평균 126.67

mmHg, 이완기 혈압 이 평균 92.78 mmHg으로 관측되었다. 반면에 본 연구에 의해 제안된 주기별 맥동 파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정 결과치는 수축기 혈압이 평균 129.56 mmHg, 이완기 혈압이 평균 96.22 mmHg로 관측되었다. 따라서 청진법에 의한 혈압 측정치가 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정치보다 수축기 혈압은 2.89 mmHg, 이완기 혈압은 3.44 mmHg 낮은 관측되었다. 이러한 결과는 오차범위 5 mmHg 이내이므로 본 연구에 의해 제안된 주기별 맥동파형의 절흔점 위치변화 양상을 이용한 혈압 추정 방법이 임상 적용 유의성을 가짐을 알 수 있었다.

감사의 글

이 논문은 부산대학교 자유과제학술연구비(2년)에 의하여 연구하였음.

REFERENCES

- [1] A. C. Guyton, *Textbook of Medical Physiology*, W.B. Saunders Company. pp. 168-268, 2000.
- [2] G. R. Jeon, "Understanding of sphygmometer", *J. Control, Robotics, and Systems*, Vol. 12. No. 2. pp. 43-53, 2006.
- [3] G. E. King, *Blood Pressure Measurement*, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Vol. 1, pp. 467-482, 1998.
- [4] G. Drzewiecki, R. Hood, and H. Appel, "Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratio", *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 22, pp. 88-96, 1994.
- [5] M. Ramsey "Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure", *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 17, No. 1, pp. 17-18, 1979.
- [6] D. Y. Yu, M. S. Yu, H. Y. Xiang, Y. Q. Wang, Y. Y. Liu, and X. Y. Yang, "A novel method for Korotkoff vibration blood pressure measurement based on oscillometric", *International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation*, 2010.
- [7] J. M. Shon, "Implementation and estimation of the blood pressure measuring system using oscillometric method", *M.S. dissertation, Busan Nat'l. Univ., Korea*, pp. 52-56, 2004.

- [8] S. H. Yoon, Y. W. Jeon, C. H. Kim, and G. R. Jeon, "The effect of high-pass filter on characteristic ratio in oscillometric method", *Proc. Biomedical Engr.*, 2006.
- [9] W. S. Ahn and Y. J. Lim, "Mean arterial blood pressure estimation and it's limitation", *Can. J. Anaesth.*, Vol. 52, pp. 1001-1002, 2005.
- [10] T. G. Pickering, J. E. Hall, L. J. Appel, B. E. Falken, J. Graves, M. N. Hill, et al, "Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals", *J. Circulation*, Vol. 111, pp 697-716, 2005.
- [11] S. Y. Ye, "Parameter extraction of anesthetic depth analysis using the HRV signal", *Ph.D. dissertation, Busan Nat'l. Univ., Korea*, pp. 76-70, 2004.
- [12] S. M. Park, "Blood pressure estimation using change in pulse waveform characteristics", *M.S. dissertation, Busan Nat'l. Univ., Korea*, pp. 45-48, 2011.
- [13] G. R. Jeon, J. H. Jung, I. C. Kim, A. Y. Jeon, S. H. Yoon, J. M. Son, J. H. Kim, S. Y. Ye, J. H. Ro, D. H. Kim, and C. H. Kim, "A simulation for estimation of the blood pressure using arterial pressure-volume model", *International Journal of Biological and Life Sciences*, Vol. 4, No. 1, pp. 55-60, 2008.