

광학 센서를 이용한 비관혈적 혈압 측정의 오차 보정

고재일¹, 정인철¹, 이동희¹, 박신우¹, 황성오², 박소미³, 김기연³, 주현실³, 윤형로¹

¹연세대학교 대학원 의공학과

²연세대학교 원주의과대학 응급의학과

³연세대학교 원주의과대학 간호학과

(Received January 17, 2007. Accepted March 13, 2007)

Compensation of Error in Noninvasive Blood Pressure Measurement System Using Optical Sensor

J. I. Ko¹, I. C. Jeong¹, D. H. Lee¹, S. W. Park¹, S. O. Hwang², S. M. Park³, G. Y. Kim³, H. S. Joo³, H. R. Yoon¹

¹Dept of Biomed. Eng., Graduate School, Yonsei Univ.

²Dept of Emergency Med., College of Wonju Medicine, Yonsei Univ

³Dept of Nursing, College of Wonju Medicine, Yonsei Univ

Abstract

This study is attempted to correct an error of electronic blood pressure meter with an optical sensor. In general, for a hospitalized patient, ECG, blood pressure, oxygen saturation, and respiration are basically measured to monitor the patient's condition. Opening of a blood vessel after it is occluded by pressurizing the cuff influences the blood flow of peripheral blood vessels as well as oscillation changes in the cuff. Blood vessels are occluded and peripheral blood flow disappears at cuff pressure above the examinee's blood pressure, while blood vessels are opened and peripheral blood flow appears again at cuff pressure under the examinee's blood pressure. Then Disappear-Appear Point Length(DAPL) of peripheral blood flow can be judged with the signal of peripheral blood flow, thus is available as a factor of error correction for electronic blood pressure meter. Also, systolic or diastolic blood pressure can be corrected with Appear-Point-Pressure(APP) of cuff pressure at a point where blood flow occurs and Appear-Maximum Pressure(AMP) of cuff pressure at the maximum amplitude point of peripheral blood flow after peripheral blood flow appears again.

For verification, 27 examinees were selected, and their blood value was obtained through experimental procedure of 4 stages including induction of blood pressure change. The examinees were divided into two groups of experimental group and control group, regression analysis was conducted for experimental group, and correction of a blood pressure error was verified with optical signal by applying the regression equation calculated in experimental group to control group. As an experimental result, mean of the whole measurement errors was 5mmHg or more, which did not meet the standard for blood pressure meter. As a result of correcting blood pressure measurements with data of DAPL, APP, and AMP as drawn out of PPG signal, systolic blood pressure, mean blood pressure, and diastolic blood pressure were -0.6 ± 4.4 mmHg, -1.0 ± 3.9 mmHg and -1.3 ± 5.4 mmHg, respectively, indicating that mean of the whole measurement errors was greatly improved, and standard deviation was decreased.

Key words : Sphygmomanometers, optical sensor, BP compensation, PPG

1. 서 론

본 연구는 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학연구센터(RRC)의 지원에 의한 것임

Corresponding Author : 윤형로

강원도 원주시 용업면 매지리 234

연세대학교 첨단 의료기기 테크노타워 218호

Tel : +82-33-760-2807 / Fax : +82-33-760-2859

E-mail : hryoon@yonsei.ac.kr

고 혈압은 우리나라 성인의 약 20%에서 발견되는 아주 흔한 순환기 질환이며, 생활에 크게 불편을 주지 않기 때문에 초기에 발견되지 않아 치료가 늦어진다. 이러한 고혈압을 진단하고 치료하는 데 가장 기본적인 것은 정기적으로 혈압을 관리하는 것이다[1]. 다양한 혈압 측정법 중 오실로메트릭 혈압 측정 방법은 특수한 상황에 사용되는 관혈적 혈압 측정법에 비해 측정 방법이 용이하고 수는 혈압계 사용에 따라 제한되는 청진 혈압 측정법에 비해 범용으로 사용가능한 대체 혈압 측정법으로 고려되고 있으나

이에 앞서 정확성의 개선이 요구된다. 기존에 오실로메트릭법의 오차 개선 방법은 추가적인 생체신호와의 연관성에 기초하여 심전도를 이용한 PTT(Pulse Transit Time)보정과 용적 맥파를 이용한 RAT(Reflection Pulse Time)보정이 있다. 그러나 이러한 방법들은 생체의 복합적인 기전에 의해 변화되는 맥관 특성을 시간 지연의 단일 요소로 판단하기 때문에 효과적이지 못하다.

본 논문에서는 혈압 보정의 요소로 청진법에 의한 혈압 측정시 혈관 폐색과 개방에 따라 발생하는 코르토코프음을 이용하여 정확한 혈압을 획득하는 것에 착안하여 혈압 측정시 혈관 상태 변화에 따른 말초 혈류 변화를 통해 커프 압력에 따른 혈관 폐색 및 재개방 시점을 추정하고 수축기와 이완기 혈압과의 관련 정도를 판단하여 이를 오실로메트릭 혈압 측정법의 오차 개선 요소로 사용하고자 한다. 특히 입원 환자의 경우 심전도, 혈압, 산소포화도등이 기본적으로 모니터링 된다. 따라서 혈압 보상 요소를 검출하기 위해 추가적인 장치를 적용하거나 특별한 제약 조건을 제시하지 않고 혈압 측정시 산소포화도 장치에서 획득되는 말초 PPG(Photo Plethysmography) 신호를 이용하여 전자혈압계의 오차보정이 가능하므로 적용 가능성이 높다. 본 연구에서는 말초 PPG 신호에서 혈압보정요소를 검출하는 알고리즘을 제시하고, 다양한 혈압군으로 구성된 피검자에 적용하여 오실로메트릭 전자혈압계의 오차 보정 가능성을 검증하고자 한다.

II. 본 론

A. 전자 혈압계의 문제점

오실로메트릭 혈압 측정은 커프에서 발생하는 오실레이션의 최대 진폭 지점을 기준으로 수축기와 이완기 혈압을 추정한다. 진동폭의 최대 지점은 뾰족하게 한 점으로 나타나는 것이 아니라 평평한 고원 모양의 플래토로 나타나기 때문에 이 압력 범위 내에서 어떠한 점을 평균 동맥압으로 정할지에 대한 명확한 정의가 불분명하다. 그리고 최대 진폭 지점을 정확하게 선정하고 알맞은 특성 비율을 적용하는 것에 대한 분석 방법은 제조회사 마다 'Algorithm of Parameter Identification Point'로 지정하여 공개하고 있지 않으므로 혈압을 분석하는 알고리즘의 유효성을 직접 판단하기는 어렵다. 따라서 오실로메트릭 장비에 모의 압력파형을 제공하여 간접적으로 장비 평가를 하게 되는데, 동일한 오실로메트릭 파형을 제공함에도 불구하고 다양한 회사와 제품 간의 혈압값은 차이를 나타낸다[2][3].

그리고 최대 진폭 알고리즘을 사용하여 혈압 측정시 펄스 압력이 증가하거나 동맥의 경직도가 증가하면 실제보다 평균 압력을 낮게 어렵잡는다. 따라서 나이가 들거나 동맥의 탄성도가 떨어지는 사람이 혈압을 측정하게 되면 낮아진 평균 압력의 영향으로 실제보다 높은 혈압값이 제시된다. 이러한 알고리즘에 의해 혈압을 추정하는 방법은 경험적 데이터에 의존하여 수축기와 이완기를 산출하므로 오류를 발생한다. 특히 고정된 특성 비율을 적용하여 오실로메트릭 혈압 측정시 실제 혈압에 비해 최대 10~15%의 측

정 오차가 발생할 수 있다[4].

B. 기존의 혈압 보정 방법

피검자의 맥관 특성에 따라 변화되는 오실레이션 파형과 경험적 근거에 따른 특성 비율 적용으로 인해 오실로메트릭 전자혈압계는 큰 오차를 나타낸다. 이러한 점을 보완하기 위해 추가적인 생체 신호를 이용하여 혈압 변화에 따른 시간 지연 변화를 획득하고, 이를 맥관 특성 반영요소로 규정하여 혈압 보정에 이용하는 방법이 주로 연구되었다. PTT의 경우 심전도의 R 또는 Q 파형으로부터 말초 PPG의 도착 시점까지 간격 획득하고 RAT는 PPG의 시작 시점부터 반사파까지의 간격을 획득한다. 이러한 시간 간격을 이용하여 혈압을 보정한다[5][6].

그러나 이러한 방법들은 측정 조건의 원인으로 왜곡되거나 신호 검출 단계에서 자연적으로 발생하는 시간 지연으로 인해 오류를 포함하게 된다. 그리고 여러 연령층에서 나타나는 동맥의 맥관 특성이 정형화되어 있거나 단순하지 않음에도 불구하고 혈압 추정을 위한 맥관 특성 연구들이 시간 지연과 같은 단일요소를 이용하기 때문에 효과적 보정이 이루어지지 않는다.

C. 광학 센서에 의한 보정

본 연구에서 제시한 새로운 혈압 보정 방법은 그림 1과 같이 커프를 두른 피검자 팔의 말초에 광학 센서를 부착하고 청진 측정 방법에서 착안하여 혈압 측정시 나타나는 말초 혈류의 변화를 이용하는 것이다. 이러한 방법은 입원 환자의 경우 추가적인 장비 도입 없이 산소포화도 측정 장치에서 PPG 신호를 획득할 수 있으므로 직접 적용이 가능하고, 단일 신호만을 이용하므로 PTT에 의한 보정에서 발생하는 동기성 문제가 해결된다. 그리고 커프 감압시 나타나는 PPG 변화 특징점들과 수축기 및 평균 혈압과의 상관성에 기초하여 혈압을 보정한다.

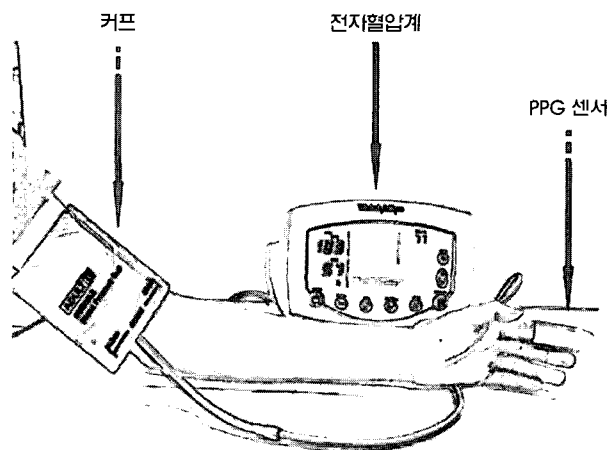


그림 1. 혈압 측정시 PPG 신호 측정
Fig. 1. Measuring PPG signal during BP measurement

신호 특성

그림 2은 전자 혈압 측정시 PPG 신호의 변화와 커프 압력의 변화를 나타내는 그래프이다. 그림에서 볼 수 있듯이 커프의 공기 유입과 함께 상완에 위치한 커프 압력이 증가되며, 수축기 혈압 이상의 커프 압력에서 혈관 폐색과 함께 말초에 위치한 PPG 센서의 신호 또한 변한다. PPG의 DC성분은 혈관 폐색과 함께 증가되는 경향을 보이는데, 이는 혈류량 감소로 인해 투과되는 빛의 양이 증가되면서 나타나는 현상이다. PPG의 AC성분의 경우는 혈관 폐색과 함께 파동성 성분이 사라지는 것이 관찰된다.

이와 같이 PPG 파형을 분석하면 커프 압력에 의해 혈관이 차단되는 지점인 DAP(Disappear Point)와 커프 배기를 통해 혈관이 다시 개방되어 혈류가 발생하는 지점인 AP(Appear Point)를 검출할 수 있다. DAPL(Disappear to Appear Point Length)는 전자혈압계에 의한 커프 가압시 혈관 폐색으로 인해 말초 PPG 신호가 사라진 지점(DAP)로부터 재출현 시점(AP)까지의 간격을 의미한다. 일반적으로 혈압 측정을 위해 커프 가압이 빠르게 이루어지고 이후 배기 단계에서는 2 ~ 3 mmHg/s의 일정속도로 커프 압력이 감소한다. 따라서 커프 가압 단계에 도달하는 최대 압력이 설정되고 일정 속도로 배기가 이루어진다면 DAPL은 혈압 정보와 상관된다. 즉, DAPL의 증가는 혈관 폐색 이후 혈류 재출현 시점이 지연되는 것으로 혈압이 낮아지는 것을 의미하고 DAPL의 감소는 혈압이 높아진 것을 의미한다. APP(Appear Point Pressure)는 AP에 해당하는 전자혈압계의 압력값을 의미한다. 혈관 폐색 후 커프 압력 감소로 인한 재개방은 중단된 혈류의 시작을 의미하고 이는 요골동맥에서 맥을 발생시키고 PPG 신호의 재출현을 나타낸다. 비록 몇몇의 경우 특히 낮은 수축기에 대해 코르토크프 사운드가 PPG 재출현 시점 전에 나타나거나 그 반대인 경우가 있지만, 코르토크프 사운드의 시작과 PPG 파형의 재출현에서 나타나는 결과는 높은 상관성을 갖는다. 따라서 APP는 수축기 혈압 보정 요소로 사용된다[7].

그림에서 제시된 AP이후에 PPG의 AC성분을 살펴보면, 오실로메트릭 혈압 측정법에서 커프 배기 기간 동안 혈관이 재개방되면서 나타나는 압력의 오실레이션과 유사한 파형이 발생한다. AMP(Appear Maximum Pressure)는 AP 이후에 PPG의 AC 파형의 최대 진폭 지점에서 전자혈압계의 압력값을 의미한다. 혈관 재개방으로 인한 혈액의 유입이 말초에 미치는 영향은 반영하는 것으로 AP이후의 최대 진폭에서 커프 압력값을 획득하고 평균 혈압 보정요소 사용한다. 그러나 이완기 혈압의 경우, 전자혈압계와 병행된 PPG 신호에서 추정 요소를 검출하기가 어렵다. 전자혈압계는 커프에서 발생하는 오실레이션을 획득하여 최대 진폭 지점을 찾고 특성 비율을 적용하여 혈압을 산출하는 특성상 이완기 지점을 검출하는 즉시 완전 배기를 수행하므로써 피검자의 스트레스를 최소화하도록 설계되었다. 따라서 신체 구조상 상완보다 심장으로 부터 멀리 떨어진 말초의 PPG 신호는 이완기의 정보가 전달되기 전에 커프 개방단계로 이어져 많은 혈류가 유입되어 말초 PPG에

기대되는 특정 정보를 잃게 된다. 그림에서 보이는 바와 같이 커프 압력이 급격히 떨어지는 지점에서 PPG의 성분 모두가 크게 변하면서 기존의 PPG 파형을 잃게 된다. 그러므로 본 연구에서는 이완기 혈압 보상을 위해 간접적으로 혈압 추정 수식에 적용하여 수축기와 평균혈압으로부터 보상된 이완기 혈압을 제공한다.

D. 시스템 구성

기준 혈압 측정

청진에 의한 혈압 측정시 관측자의 오류를 해결하기 위해 AAMI(Association for the Advancement of Medical Instrumentation) SP10에서 다음과 같은 사항을 권고하고 있다. 기준 혈압을 측정하기 위해 서로 차폐된 두 명의 훈련된 관측자가 동시에 측정을 하며 조건을 만족하는 혈압값에 대해 두 사람의 평균 혈압을 기준혈압으로 제시한다. 또한 두 관측자가 동시 측정한 데이터는 10mmHg 차이에 대해서만 인정되며, 전체 데이터의 90% 이상이 5mmHg 범위를 만족할 때 유효하다. 이러한 지침을 참조하여 체계적 오류(기구적인 미약 및 관측자의 집중 부족으로 발생하는 오류)를 최소화 하고자 수은 혈압계(Welchallyn SK-II)를 사용하고, 코르토크프음의 미약문제를 해결하기 위해 청진기(3M Littmann Cardiology III) 3개로 구성하여 관측자가 효율적으로 측정할 수 있도록 구성하였다. 그리고 3명의 측정자를 선정하여 그림 3과 같이 2명의 관측자는 차폐된 공간에서 동시에 혈압을 측정하고 1명의 관리자는 두 관측자의 혈압을 비교하여 유효성을 판단 후 기준혈압을 획득하였다. 측정결과 유효 범위를 벗어날 경우 5분의 시간 경과 후 재측정을 지시받았으며, 2회 이상의 오류시 관리자가 참여하여 재측정하므로써 혈압의 유효성을 판단하였다. 임상실험의 숙련된 관측자 역할은 연세대학교 의과대학 간호학과 교수님 세 분이 담당했고, 측정에 앞서 초기 훈련과정을 수행하여 전체 결과의 90% 이상이 5mmHg 오차범위 내에 포함됨을 확인하였다[9].

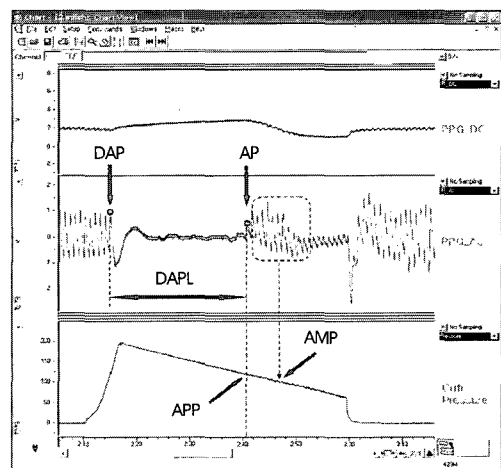


그림 2. 말초 혈류 및 커프 압력 신호
Fig. 2. Signal of Radial blood flow and Cuff Pressure

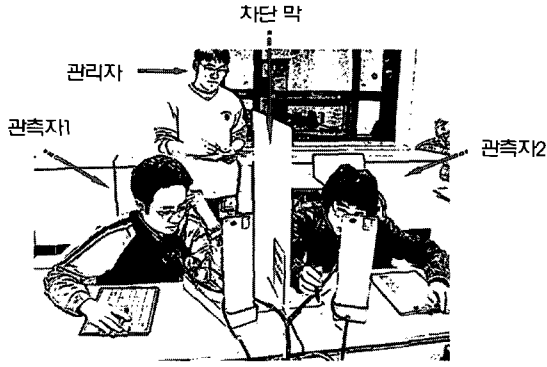


그림 3. 측정 환경 모델
Fig. 3. The environment of Measurement



그림 4. PPG 신호 측정 구성도
Fig. 4. The block diagram of measuring PPG signal

전자혈압측정

보정하고자 사용된 오실로메트릭 전자 혈압 측정 부분은 의료 기관에서 내원 환자의 혈압을 주기적으로 모니터링 하는 데 사용하는 장비인 Welchallyn 社의 53000 모델(EN 1060-3:1997 applied)을 사용하였다. 전자혈압계의 압력제공 밸브에 T자 형태의 커넥터를 이용하여 혈압계에서 제공하는 압력이 커프를 팽창시키는 동시에 수은 혈압계의 수은 기둥 변화를 일으키도록 구성하여 두 혈압의 동시 측정을 가능하도록 구성하였다. 그리고 전자혈압계의 압력 센서 초단에서 발생하는 신호를 데이터 수집 장치에 직접 연결하여 전자혈압계의 압력에 대한 전기적 신호를 분석 가능하도록 구성하였다. 실험에 앞서 수은 혈압계와 병행하여 전자혈압계의 압력 센서의 전기적 신호(Voltage)를 검출하고 압력값을 비교하여 보정을 실시하였다. Equation 1에 전압에 대한 압력의 수식이 제공되어 있다.

$$Pressure = 144.93 \times Voltage - 44.9283 \text{ (mmHg)Eq.} \quad (1)$$

PPG 신호 측정

PPG 신호 측정부는 그림 4와 같이 LED 구동, 센서 장치, 신호 획득 과정으로 구성된다. 광학적인 방법에 의한 말초 혈류 측정시 LED는 일정 주기로 on / off를 반복하도록 구성하여 외부 자연 노이즈에 의한 잡음을 제거하는데 사용된다. 센서 장치는 접촉식 센서에 비해 사용이 간편하고 집게형태로 구성되어 외부 노이즈에 의한 1차적 차폐효과가 있는 집게형 센서(Nellcor 社 OxiMax Reusable Sensor)를 사용하였다. 말초 혈류의 변화는 센서 장치의 PD(Photo Diode)에서 빛의 정보가 전류 신호로 변환되며, 신호 검출 단계에서는 전류-전압 변환 회로를 통해 전압으로 변환된다. PPG 신호는 주로 저주파 대역의 성분으로 구성되나 개인차 또는 심박률에 의해 고주파 성분이 포함될 수 있다. 따라서 0.05 ~ 20 Hz의 대역을 설정하여 신호 처리하였다.

데이터 수집

Powerlab 8sp (AD Instruments 社)은 8개 채널의 연속되는 데

이터를 선별적으로 기록 및 저장이 가능하다. 또한 수집된 데이터의 텍스트 변환이 용이하여 기타 프로그램에서 호환성이 우수하다. 실험에서는 200 sample/s로 PPG의 성분별 신호(추가적 분석을 위한 PPG 적외선 영역 신호 및 근적외선 영역의 신호에 대해 AC 성분 및 DC 성분)와 전자혈압계의 압력 신호를 동시에 수집하였다. 그림 5는 Powerlab에서 제공하는 Chart 프로그램을 이용하여 데이터를 수집한 결과를 보여준다. 추가적인 분석을 목적으로 PPG를 포함한 심전도, 손가락의 온도 및 접촉 압력, 커프 압력 등을 수집하였으며, 본 연구에서는 PPG 신호와 커프의 압력 신호만으로 분석하였다.

데이터 측정

실험을 위해 구성된 시스템을 통해 획득된 데이터는 Powerlab Chart 프로그램에 의해 유효 구간에 대해 배열 텍스트 파일로 전환된다. 전환된 데이터는 IBM PC 기반의 Labview 8.0을 이용하여 구성된 프로그램에 의해 분석되고 혈압 보상의 요소들이 획득된다. 그림 6(a)는 프로그램 순서도를 나타내고 있다. 수행 시작과 함

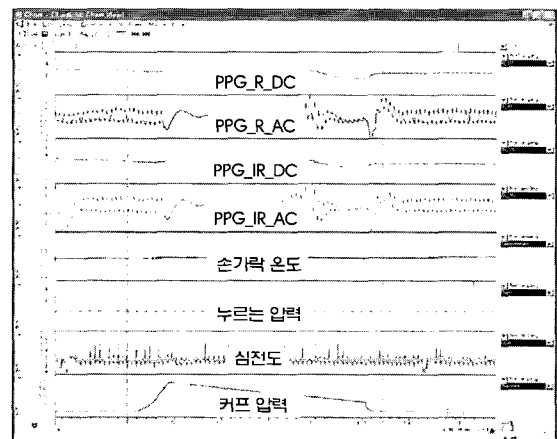


그림 5. Powerlab Chart Tool
Fig. 5. Powerlab Chart Tool

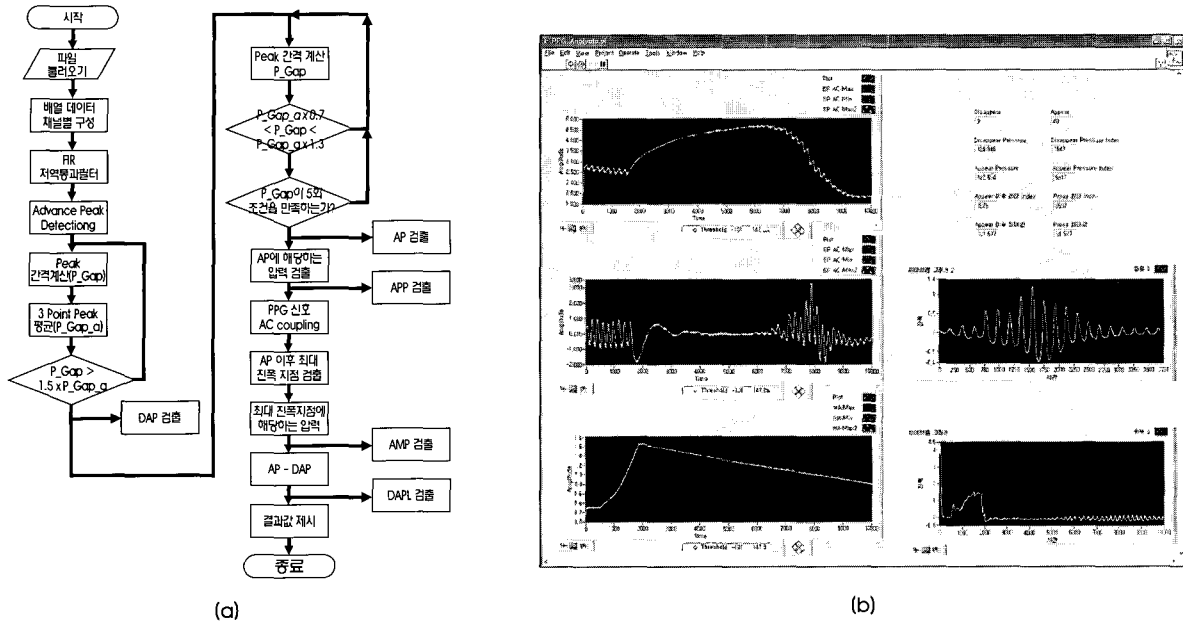


그림 6. 데이터 분석 프로그램

(a) 분석 프로그램 순서도 (b) Labview를 이용한 PPG 분석

Fig. 6. Data Analysis Program

(a) The flow chart of analysis (b) PPG Analysis using by labview

계 텍스트 파일을 불러들이고 배열 형식의 파일을 각 채널 별 데이터로 분류한다. 각 채널별 데이터는 FIR 저역통과 필터를 이용하여 노이즈를 제거한다. 분석과정에서 PPG의 신호 분석을 통해 각 지점을 획득하고 지점에 해당하는 커프 압력 정보를 획득해야 하므로 동일 시간 지연을 갖는 필터를 구성하고 적용했다. 신호 처리 후 PPG 신호의 AC 성분을 기초로 최대(peak)지점과 최소(valley)지점 분석이 이루어진다. 혈압 측정 과정에서 PPG 신호가 크게 변화되고 이에 따른 AC 파형의 기저선 또한 크게 변화되는 점을 고려하여 최대(peak)지점 검출시 경계선(threshold)이 이전 파형 정보에 기초하여 가변되는 알고리즘을 적용하여 PPG 파형을 추적하면서 최대(peak)지점 검출이 이루어지도록 하였다. (Advance Peak Detection)

DAP의 검출은 최대(peak)지점 검출 후에 피크 간격을 모니터링 하면서 3 포인트의 간격 평균을 업데이트한다. 만약 새로 생성된 포인트 간격이 기존의 평균 간격에 1.5배 이상인 지점이 발생하면 바로 전 시점을 DAP 지점으로 선정한다. AP지점은 사라지는 시점 전까지의 피크 간격 평균의 0.7배 이상 1.3배 이하의 피크 간격점이 5개 이상 연속되면 재출현이 이루어진 것으로 판단하고 5개의 피크 중 첫 번째 피크점을 AP 지점으로 선정하고 AP에 해당하는 지점의 압력값을 APP로 획득한다. 또한 AMP를 검출하기 위해 AP 지점 이후의 PPG 신호의 최대 진폭지점을 산출하고 해당하는 커프 압력값을 획득한다.

이러한 알고리즘을 기반으로 Labview를 프로그래밍하였으며 그림 6(b)에 분석 결과를 제공한 Labview Front Panel이 제시되

어있다. 우측 상단부터 PPG_DC, PPG_AC, 커프압력의 그래프가 나타나있다. 그래프에서 Peak점은 적색 원으로 표시되며 Valley 지점은 녹색 원으로 표시되도록 하여 최대(peak)지점 검출 결과를 시각적으로 확인할 수 있다. 오른쪽 상단의 그래프는 AP 지점 이후 PPG_AC 파형의 AC Coupling 결과이고 하단 그래프는 커프 압력 신호를 AC Coupling 나타낸 것이다.

E. 실험

실험 대상

피검자는 총 27명으로 과거에 혈압 이상으로 인해 치료 받은 적이 있거나 현재 혈압 관련 약물을 복용중인 환자를 위주로 모집하고 일부 정상 및 저혈압의 피검자 또한 포함시켜 넓은 혈압 범위에 대해 실험을 진행하였다. 특히 실험 과정 중 혈압 상승을 유도하는 과정이 포함되므로 혈압 관련 약물을 복용 중인 피검자는 실험 당일도 평상시와 동일하게 약물 복용을 권고하였다.

실험 방법

PPG 신호에 의한 혈압 보정 검증은 다음과 같은 과정으로 진행된다. 첫째, 본 실험에서 사용한 전자혈압계의 측정값을 기준 혈압과 비교하여 오차를 산출하고 혈압계 장비규격에 만족하는지 판단한다. 둘째, 혈압과 PPG의 성분인 DAPL, APP, AMP에 대해 각각 상관 분석을 실시하여 혈압 보정 요소로서의 타당성을 제시한다. 셋째, 실험군의 56개 데이터(14명 × 4단계)에 대해 PPG 신호의 보정 요소와 기준 혈압 간의 중회귀분석을 통하여 보정 회귀 공

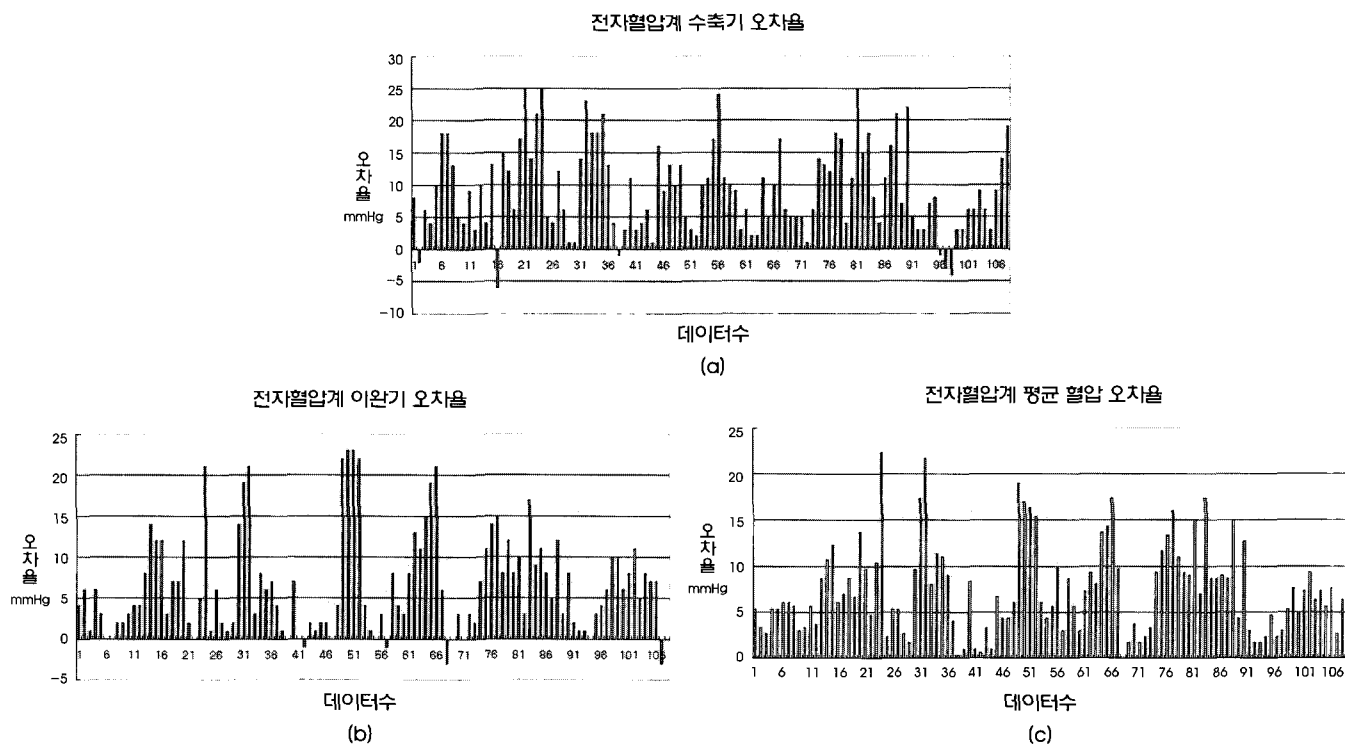


그림 7. 전자혈압계의 측정 오차

(a) 수축기 혈압 오차 (b) 이완기 혈압 오차 (c) 평균 혈압 오차

Fig. 7. Error of Sphygmomanometers

(a) Error of systolic BP (b) Error of diastolic BP (c) Error of mean BP

식을 산출하고, 이 보정 회귀 공식을 대조군의 52개 데이터(13명 × 4단계)에 적용하여 대조군 혈압의 보정전후 오차에 대해 통계분석을 실시하여 새로운 혈압 보정 방법을 검증한다.

실험 결과

가. 전자 혈압계의 오차 계산

실험 전체 데이터에 대해 청진에 의한 기준 혈압과 비교하여 오차를 계산했다. 혈압의 측정 오차는 기준 혈압에서 전자혈압계에서 측정된 혈압을 감산해서 구했다. 그림 7에는 각각 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대해 오차 분포를 나타내고 있다. 부분적 차이는 있지만 전반적으로 오차가 양의 값을 나타내므로 전자혈압계의 혈압이 청진에 의한 기준 혈압보다 낮게 측정되고 있다는 것을 알 수 있다. 평균 혈압의 경우는 청진법에 의해 직접 산출 할 수 없으므로 평균 혈압 산출 공식(Equation 2)을 이용하여 산출하고 비교하였다[8].

통계 분석 결과 전자혈압계의 오차는 수축기 9.2 ± 6.9 mmHg, 이완기 6.5 ± 6.2 mmHg, 평균 7.4 ± 4.8 mmHg로 나타났다. 미국 의료기기 국제 규격 ANSI/AAMI에서는 전자혈압계 평가에 대한 지침으로 85명의 실험군에 대해 3개의 데이터 셋을 추출하여 총 255

개의 데이터 평가를 권고하고 있으며, 평가 결과는 평균 ± 5 mmHg 이내에 표준 편차 8 mmHg 이하를 적합으로 판정하고 있다[9].

AAMI 규격에 준해 볼 때 실험 결과는 혈압의 각 요소에서 표준 편차는 만족하나 평균값이 벗어나는 것을 판단된다. 실험에서 사용한 전자혈압계는 의료기관에서 입원환자의 지속적인 혈압을 비관혈적으로 모니터링 하는 장비로 혈압 측정시 획득되는 압력신호를 다양하게 분석하여 혈압을 제시하는 비교적 신뢰성 높은 장비이다. 실험 결과에서 전체 혈압 데이터의 표준 편차가 8 mmHg 이내에 포함되므로 재현성 있는 측정이 이루어지고 있으나 전체적으로 기준혈압보다 낮은 혈압값을 산출하므로써 평균이 만족 범위를 벗어나게 된다.

이러한 경우 실제 혈압이 높은 상태의 환자임에도 불구하고 정상 혈압으로 판단되어 혈압을 조절하는 적절한 조치가 이루어지지 않을 수 있다. 따라서 정확한 혈압 정보의 제공을 위해 혈압 측정시 말초의 혈류 변화를 통해 보정을 실시하였다.

나. PPG와 기준 혈압의 상관 분석

(a) 수축기 혈압과의 상관분석

그림 8(a)에 기준 수축기 혈압(Ref_Sys)과 말초혈류 소멸 후 재

$$Mean\ Pressure = Diastolic\ Pressure + \frac{Systolic\ Pressure - Diastolic\ Pressure}{3} \tag{2}$$

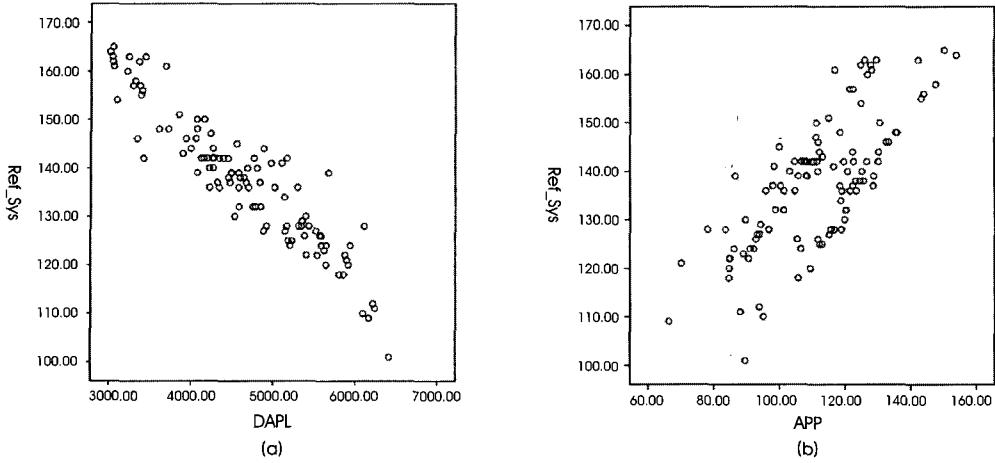


그림 8. 기준 수축기 혈압과 PPG 신호 사이의 산포도
(a) Ref_Sys & DAPL (b) Ref_Sys & APP

Fig. 8. The scatter plot with reference Systolic BP and PPG signal
(a) Ref_Sys & DAPL (b) Ref_Sys & APP

출현 시점 거리(DAPL)의 산점도가 제시되어 있다. 전자혈압계의 혈압 측정시 컵 감압 단계에서 컵의 압력과 동맥 혈압의 압력 보다 낮아 질 때 혈류가 발생하며 이는 말초에서 PPG 파형으로 나타난다. 따라서 재출현 시점이 빠르다는 것은 혈압이 높다는 것을 의미하고, 반대로 재출현 시점의 지연은 혈압이 낮다는 것을 의미한다. 그림 8(a)에서 기준 수축기 혈압과 DAPL은 음의 상관 특성을 나타낸다. Ref_Sys와 DAPL 간에는 $r^2 = 0.864$ 로 제시된다.

고혈압 이외의 특별한 심혈관 질환이 없는 남성을 대상으로 청진에 의한 수축기 혈압과 PPG의 재출현 시점간의 상관관계를 연

구한 결과에 따르면, 수축기와 PPG의 재출현 시점은 높은 상관관계($r^2 = 0.959$, $N = 44$)를 나타낸다. 그러나 임상 실험을 진행한 결과는 상이했다. 임상실험은 위의 실험 과정과 달리 여성을 포함하고 특정 질병 환자를 배제하지 않은 일반적인 피검자를 대상으로 진행하였다. 또한 피검자를 대상으로 한 혈압 변화 유도 과정을 포함하기 때문에 보다 포괄적인 범위를 대상으로 실험이 진행되었다고 할 수 있다. 이러한 원인으로 상관성이 낮아졌으나 $r^2 = 0.556$ 로 두 요소 간에는 양의 상관성(그림 8(b))이 있다고 판단할 수 있다[7].

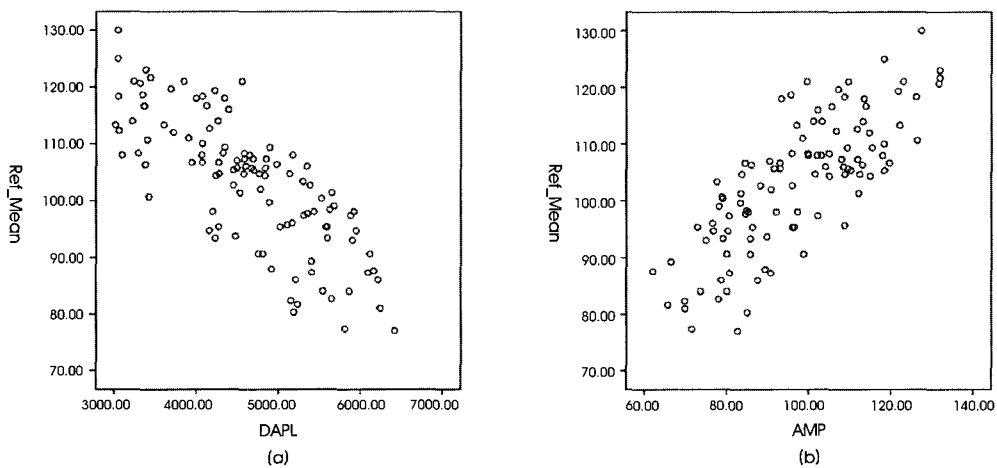


그림 9. 기준 평균 혈압과 PPG 신호 사이의 분포도
(a) Ref_Mean & DAPL (b) Ref_Mean & AMP

Fig. 9. The scatter plot with reference Mean BP and PPG signal
(a) Ref_Mean & DAPL (b) Ref_Mean & AMP

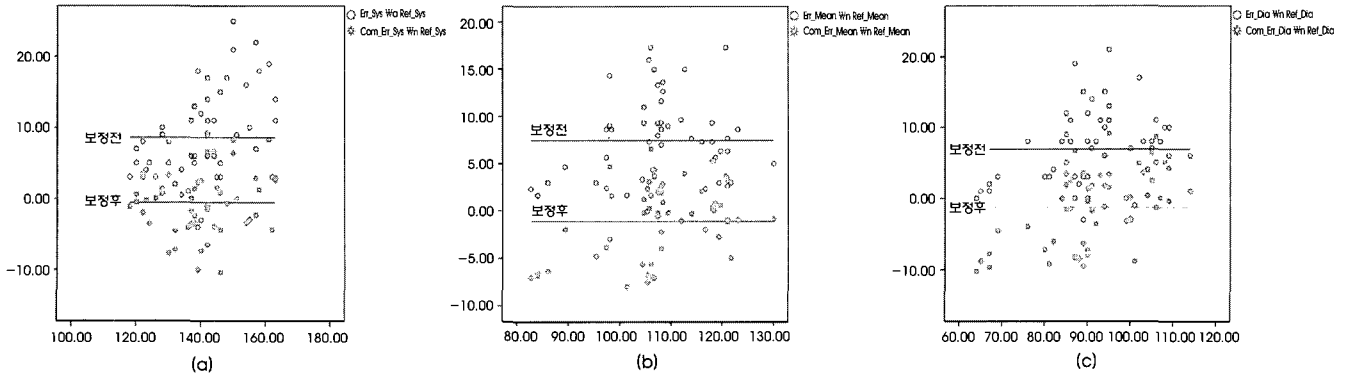


그림 10. 혈압 오차 보정 결과
 (a) 수축기 혈압 오차 보정 (b) 평균 혈압 오차 보정 (c) 이완기 혈압 오차 보정
 (O : 보정 전, * : 보정 후)

Fig. 10. The result from error of compensated BP
 (a) The compensated error of systolic BP
 (b) The compensated error of mean BP
 (c) The compensated error of diastolic BP

(b) 평균 혈압과의 상관분석

그림 9에는 기준 평균 혈압(Ref_Mean)과 DAPL, AMP 각각의 산점도가 나타나있다. 피검자간의 다양한 특성을 반영하여 상관 정도가 다소 낮은 편이지만, DAPL의 경우 기준 혈압과 음의 상관성($r^2=0.596$)을 나타내고, AMP는 양의 상관성($r^2=0.598$)을 나타내는 것을 알 수 있다.

다. 다중회귀분석을 통한 혈압 보정

(a) 수축기 혈압 보정

언급한 바와 같이 수축기 혈압은 DAPL과 APP에 상관된다. 따라서 중회귀분석의 독립 변수로 청진에 의한 기준 혈압을 설정하고 종속변수로 전자혈압계의 수축기혈압, DAPL, APP를 설정하

여 실험군에 대해 분석을 진행했다. 분석결과 $r^2=0.887$, $p < 0.0001$ 의 상관 결과를 획득하고 다음과 같은 보정 수식(Equation 3)을 산출하였다.

(b) 평균 혈압 보정

평균 혈압은 DAPL과 AMP에 상관된다. 따라서 중회귀분석의 독립 변수로 청진에 의한 기준 혈압을 설정하고 종속변수로 전자혈압계의 평균 혈압, DAPL, AMP를 설정하여 실험군에 대해 분석을 진행했다. 분석결과 $r^2=0.845$, $p < 0.0001$ 의 상관 결과를 획득하고 다음과 같은 보정 수식(Equation 4)을 산출하였다.

(c) 이완기 혈압 보정

전자혈압계의 특성으로 인해 이완기 혈압의 정보가 말초 혈관에 나타나기 전에 완전배기가 이루어지므로 정보가 소실된다. 따라서 본 연구에서는 Equation 5에 보정 수축기 혈압과 보정 평균 혈압을 적용하여 보정 이완기 혈압을 산출하였다[9].

라. 전자혈압계 보정 결과

표 1에는 PPG 신호의 각 성분을 이용하여 전자 혈압계의 보정 전후에 대한 혈압의 오차에 대해 기술통계분석을 실시한 결과를 나타내고 있다. 보정 전 혈압 오차는 기준 측정 혈압에서 전자 혈압계에 의해 측정된 혈압을 감산해서 구하고, 보정 후 혈압 오차는 기준 측정 혈압에서 PPG의 신호를 통해 산출한 회귀공식에 의해 보

표 1. 혈압 보정 전후 오차 통계량

Table 1. Descriptive Static of BP Error

	N	최소값	최대값	평균	표준편차
보정전 수축기 오차	52	-4.00	25.00	8.5769	6.43625
보정후 수축기 오차	52	-10.40	9.30	-5.684	4.40048
보정전 이완기 오차	52	-3.00	21.00	6.9038	5.44585
보정후 이완기 오차	52	-10.26	9.18	-1.2891	5.37161
보정전 평균 오차	52	.00	17.33	7.4615	4.49214
보정후 평균 오차	52	-7.98	6.58	-1.0488	3.85665
유효수(목록별)	52				

$$SBP_{Auscultatory} = 0.399SBP_{Oscillometric} - 0.010DAPL + 0.035APP + 128.921 \tag{3}$$

$$MBP_{Auscultatory} = 0.643MBP_{Oscillometric} - 0.002DAPL + 0.146AMP + 37.915 \tag{4}$$

$$Diastolic\ Pressure = \frac{3Mean\ Pressure - Systolic\ Pressure}{2} \tag{5}$$

정된 혈압을 감산해서 구한다. 보정 전 혈압의 평균 분포가 모두 5 mmHg 이상으로 수축기, 이완기, 평균 혈압에 대해 모두 기준 혈압보다 낮게 측정되고 있음을 알 수 있다. 보정 후 혈압의 평균은 ± 1 mmHg 내외로 감소되어 효과적인 보정이 이루어졌음을 알 수 있다. 오차의 표준 편차를 살펴보면, 실험에 사용한 오실로메트릭 전자혈압계가 표준 편차의 장비 규격인 8mmHg 이내에 모두 포함 된다는 것을 알 수 있다. 그리고 보정 후 각 혈압의 요소에 대한 표준 편차가 조금씩 낮아진 결과를 확인할 수 있다. 이와 같은 보정 전후 결과는 그림 10에서 수축기, 평균, 이완기 혈압에 대해 제시 되어 있다. 분포도에서 가로로 제시된 선은 오차의 평균을 표시하고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 혈압의 오차가 개선되었음을 시각적으로 확인할 수 있다.

결 론

본 논문을 통해서 말초에서 측정되는 PPG 신호를 이용하여 혈압 측정시 컵프 감압에 따른 말초 혈류의 변화를 관찰하고, 변화의 특징점을 선정 및 검출하여 오실로메트릭 전자혈압계의 오차 보정을 위한 새로운 알고리즘을 제시하였다. 말초 혈류 변화에서 특징점을 DP, AP, AM으로 선정하고, 혈류가 소멸되었다가 재출현하는 지점간의 간격을 DAPL로, 재출현 지점의 컵프 압력을 APP로, 재출현 지점 이후 PPG 최대 진폭지점에서의 압력을 AMP로 산출한다. 그리고 DAPL과 APP를 적용하여 수축기 혈압을 보정하고, DAPL과 AMP를 적용하여 평균 혈압을 보정하였다. 다중회귀분석결과 DAPL과 APP는 수축기와 $r^2 = 0.887$, $p < 0.0001$ 의 유의성을 나타내고 DAPL과 AMP는 평균과 $r^2 = 0.845$, $p < 0.0001$ 의 유의성을 나타내었다.

제시된 PPG를 이용한 혈압 보정 알고리즘을 검증하기 위해, 27명의 피검자에 대해 실험을 진행하였다. 각 피검자는 4 단계의 실험 절차를 통해 각각의 혈압값이 획득되고 두 개 집단으로 나누어 실험군에 대해 회귀 분석을 하였고, 분석결과 산출된 보정 회귀 공식은 대조군에 적용하여 보정 혈압 값을 산출하였다. 실험 결과 대조군의 보정 전 혈압의 각 요소가 5 mmHg이상의 오차를 나타낸 것에 반해, 보정 후 혈압은 수축기, 이완기, 평균에 대해 모두 5 mmHg 이내의 오차를 나타냈다. 오차의 표준 편차 또한 적은 수치이지만 감소되었음을 확인할 수 있다.

따라서 PPG 신호에서 독립적으로 획득한 보정 요소로 전자혈압계의 오차 보정이 가능함을 제시하였다. PPG에 의한 보정 방법은 심전도를 이용한 PTT에 비해 측정이 간편하며, PPG신호의 RAT를 이용한 방법보다 정확하다. 그리고 맥관 계통의 복잡성을 단일 요소로 규정하여 상관 분석하는 데에서 비롯되는 오류에서 벗어날 수 있고, 단일 신호에서 보정요소를 추출하므로써 장비간의 동시성에 영향 받지 않으므로 효과적이다. 따라서 PPG에 의한 혈압 보정은 보다 편리한 방법으로 효율적인 보정 요소를 제공한다.

본 논문에서 제공한 혈압 오차 보정 방법은 혈관 폐색지점부터 개방시점의 시간 간격을 주요 보정 요소로 사용하므로 혈압계의 감압속도에 종속적이다. 따라서 다양한 혈압계에 적용하기 위해 혈압계의 감압속도를 보상하는 추가적인 연구가 요구된다.

참고문헌

- [1] W. R. Lee, *Clinical cardiology*, Korea Medical Publishing company, 2002, pp.471.
- [2] Amore JN, Scott DHT., "Can simulators evaluate systematic differences between oscillometric non-invasive blood pressure monitors," *BloodPress Monit*, vol. 5, pp. 81-89, 2000.
- [3] Baker DP, Westenskow DR, Kuck K, "Theoretical analysis of non-invasive oscillometric amplitude algorithm for estimating mean blood pressure," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 35, pp. 271-278, 1997.
- [4] O'Brien E, Atkins N, Mee F, O'Malley K., "Comparative accuracy of six ambulatory devices according to blood pressure levels," *J. Hypertens*, vol.11, pp.673-675, 1993.
- [5] Robin P Smith, Jerome Argod, Jean-Louis Pepin, Patrick A Levy, "Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications," *Thorax*, vol.54, pp.452-457, 1999.
- [6] H. W. Lee, *Estimation of non invasive blood pressure using peripheral plethysmography*, Dept of Biomed. Eng., Graduate School, Yonsei Univ. , 2003
- [7] Meir Nitzan, Chaim Rosenfeld, A. Teddy Weiss, Ehud Grossman, Amikam Patron, and Alan Murray, "Effects of external pressure on arteries distal to the cuff during sphygmomanometry," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.52, no. 6, pp.1120-1127, JUNE 2005.
- [8] W. Gregory Downs, Michael P. Burns, Andrew R. Nara, *Blood Pressure(BioPhysical Measurement Series)*, SpaceLabs Inc.
- [9] American National Standard, ANSI/AAMI SP10:2002 & ANSI/AAMI SP10:2002/A1:2003 P20-21