

PPG 및 ECG 센서를 이용한 혈압추정 기법 개발

박현문* · 이정철 · 황태호**

Development of Blood Pressure Estimation Methods Using The PPG and ECG Sensors

Hyun-Moon Park* · Jung-Chul Lee · Byunng-Soo Kim**

요약

기존의 Cuff 기반의 혈압(Blood Pressure) 측정 방법은 연속적인 실시간 혈압측정에는 한계를 갖는다. 이러한 이유로 ECG와 PPG 센서 신호를 상호융합한 다양한 혈압추정이 이루어졌다. 그러나 PPG 중심에 측정기법은 AC 노이즈, 작은 맥동, 비박동 등의 많은 문제를 지니고 있다. 본 논문은 ECG와 PPG 관계에 발생하는 맥파전달시간(PTT)과 맥파속도(PWV)를 이용하여 혈압을 추론기법이다. 신호 피크를 이용하는 HRF(Height Ratio Features)에 비해, 본 제안방식은 ECG, PPG의 최고점 혹은 최저점을 사용한 시차를 이용해 추정하기 때문에 PPG 센싱 시그널의 오류에도 안정적인 추출이 가능한 장점이 있다. 본 논문에서 제안 방법을 이용하여 25만 회의 혈압측정의 결과 $\pm 28.5\%$ 의 정확도를 갖는 혈압 추정기법을 제시할 수 있었다.

ABSTRACT

The traditional cuff-based method for BP(Blood Pressure) measurement is not suitable for continuous real-time BP measurement techniques. For this reason, the previous studies estimated various blood pressures by fusion with the electrocardiography (ECG) and photoplethysmogram (PPG) sensor signals. However, conventional techniques based on PPG bio-sensing measurement face many challenging issues such as noisy supply fluctuation, small pulsation, and drifting non-pulsatile. This paper proposed a novel BP estimation methods using PPG and ECG sensors, which can be derived from the relationship between PPG and ECG using PTT(Pulse Transit Time) and PWV(Pulse Wave Velocity). Unlike conventional height ratio features, which are extracted on the basis of the peaks in the PPG and ECG waveform. The proposed method can be reliably obtained even if there are missing peaks among the sensed PPG signal. The increased reliability comes from periodical estimation of the peak-to-peak interval time using ECG and PPG. After 250,000 times trials of the blood pressure measurement, the proposed estimation technique was verified with the accuracy of $\pm 28.5\%$ error, compared to a commercialized BP device.

키워드

Blood Pressure Meter, Blood Pressure, Photoplethysmograph, Electrocardiography, Pulse Transit Time
혈압계, 혈압, 광 측정계, 심전도 센서, 맥박 통과 시간

* 전자부품 연구원(kimagu@keti.re.kr)

** 교신저자 : 전자부품연구원 SoC센터

• 접수일 : 2019. 10. 29

• 수정완료일 : 2019. 11. 21

• 게재확정일 : 2019. 12. 15

• Received : Oct. 29, 2019, Revised : Nov. 21, 2019, Accepted : Dec. 15, 2019

• Corresponding Author : Tae-Ho Hwang

Dept. SoC Platform Research Center, Korea Electronics Technology Institute

Email : tao@ket.re.kr

I. 서론

혈압(Blood Pressure, BP)은 동맥 혈관을 이용해 심장의 상태와 생리적 변화에 대한 유용한 정보를 제공한다. 이에 따라, 혈압 변화의 연속적인 추적은 심혈관 상태를 이해하고 전달하는 데 많은 정보를 제공한다. 10년 전부터 말초 동맥정보를 통한 혈압을 측정의 정보들이 고혈압, 고지혈증, 당뇨와 연계됨을 증명하였다[1, 15]. 정확한 맥파 속도(Pulse Wave velocity, PWV)는 심장의 부하와 좌심실 심근, 관상동맥과 뇌혈관의 부하에 대한 정보로 활용할 수 있고, 이론적으로는 표적 장기 손상과 심혈관 계열의 질환 발생과 밀접하며[1-3], 혈압과도 직접 연관성을 갖는다. 2018년 유럽 고혈압 심장학회 및 유럽심장학회는 경동맥과 대퇴동맥간 맥파속도(carotid-femoral pulse wave velocity)가 12 m/s 이상일 때 심혈관 질환을 판별하는 독립적인 위험요소로 정의하고, 혈압측정의 중요성과 맥파 속도와 질환 관계를 정립하였다[1-5, 13].

맥파 속도, 파형 증가 지수 등 정보가 혈압추정에 직접적인 연관 관계를 맺으며, 추정 센서로는 PPG(Photoplethysmography)와 ECG(Electrocardiogram) 센서를 이용해 요골동맥(radial artery)과 종단 신경과 연결해 맥파를 측정하는 기법이다. 하지만, 이러한 종단 신경에 비침습 방법은 신장과 거리와 외부잡음으로 인한 파형의 왜곡문제와 함께 과장된 신호가 측정되어[3] 정확한 병변 판단에 장애 요인이 된다. 앞서 한계를 극복하기 위해 맥파전달 속도와 맥파속도 그리고 ECG 신호의 R-R 간격 정보를 융합한 혈압 추론 연구가 다수 진행되고 있다[3-8]. 판매제품들도 PPG센서의 PTT(Pulse Transit time)에 HRF(Height Ratio Features)를 도출하여 혈압을 추정하고 있다. 알고리즘이 구현이 쉽고, HW 자원의 소모가 적어 실시간 처리가 가능하지만, PPG의 신호가 부정확하거나 누락이 발생하면, 혈압의 정확도가 현저하게 감소한다. 그 밖에도 PPG와 ECG에 신호 값인 전압을 중심으로 한 알고리즘은 같은 비율로 구할 수 있어 오차가 낮고, 연산도 단순하여 적용이 쉬운 장점이 있지만, 센서의 특성과 사람마다 발생하는 피부 임피던스 값이 달라 매칭에 한계를 갖는다. 정밀한 혈압측정을 위해서는 착용 부위에 기구적 특성도 중요하다. 요골동맥과 센서 장착에서 중심으로부터 $\pm 6^\circ$ 만 벗어나도

혈압계 혹은 심전도계 대비 $\pm 20\%$ 이상의 센싱 측정간 시간 오차 및 일그러짐이 발생했다[6-8]. 이러한 오차도, 측정 위치가 멀수록 증가한다. 예를 들어 대동맥에 혈류 및 파형의 변화는 약 $\pm 13\%$ 이지만, 요골동맥은 약 $\pm 20\sim 40\%$ 의 큰 변화를 가지며, 말초는 $\pm 35\%$ 내외로 오 인식률이 증가한다[7].

본 연구는 웨어러블 디바이스를 고려해 요골동맥에 ECG와 PPG 센서 기반으로 맥파(pulse-wave) 분석을 통한 혈압측정 플랫폼을 개발하였다. 개별 센서 신호에 기준선 제거(Baseline removal)와 ECG와 PPG에 각각 다른 신호를 동일 비례(scale)로 치환하였다. PPG 신호의 기준선(Baseline)을 제시하는 방법으로 ECG의 R 값을 기준하여 PPG의 Peak, foot의 높이와 너비를 계산하고, ECG와 PPG에 신호를 각각에 시차를 이용해 높은 혈압과 낮은 혈압의 특징추출(feature amount extraction)을 비율로 활용함으로써 편차를 감소시킬 수 있다. 세부적으로는 ECG의 이전 최대값인 R'과 현재 최대값 R의 시간 간격을 근간으로 PPG 신호에 최대값은 R'-R 사이에 존재한다. 현재 최대(Peak)와 이전 최대(Peak')의 간격 시간은 ECG의 R'(이전)-R(현재)과 간격 시간과 같다. 이를 바탕으로 ECG R과 PPG Peak 시간 간격(R-Peak Transit time interval)과 ECG의 R과 PPG foot에 시간 간격(R-foot Transit time interval)을 이용해 다차원 방정식을 제시하고, 혈압 고점과 저점을 추정하였다.

II. 요골동맥 기반 혈압 연구

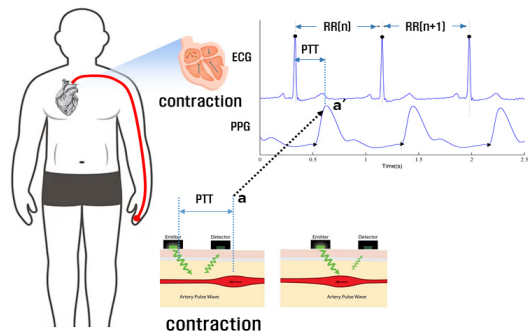


그림 1. ECG/PPG를 이용한 혈압계산

Fig. 1 The blood pressure calculation using ECG and PPG.

PPG-ECG 기반의 혈압추정은 그림 1의 원리를 갖는다. 심장이 수축이 시작되면, 혈액(blood)은 압력에 의해 증가한다. 혈액은 심장을 타고 심장 종단의 요골동맥으로 흘러가면 a가 심장 압력으로 인해 부피가 증가한 혈액이 지나고 a'는 그래프와 같이 광센서에 의해 혈액 최댓점(PPG Peak)으로 나타난다. 심장의 ECG는 심근의 신호라고 한다면, 종단의 혈액 혹은 요골동맥에 지나가는 혈액은 압력으로 인해 부피가 증가하여 지나는데, PPG 센서는 부피 변위의 차를 실시간으로 측정하여 심장과 종단 혹은 요골동맥의 지연 시간인 PTT를 이용해 수축기(Systolic BP)와 이완기(Diastolic BP, DBP)에 혈압을 계산할 수 있다.

2.1 PTT기반 혈압추정 기법

1990년대 후반부터 ECG의 R-wave값과 PPG에 이완기 값의 상호 연관성 연구를 하였고, 선행연구에서는 두 센서의 상관관계와 PPG 중심에 연구를 진행하였다[8, 14]. 이완기와 수축기 방식은 R-wave 값과 PPG에 최고점과 최저점과의 상호 연관성을 갖는다. PTT로 가장 많이 활용되는 방법은 PPG 기반의 BPM(:Beat Per Minute)으로 PPG의 Peak 와 이전 Peak 간의 시간을 계산해, 분당 평균 심박수로 나타내는 것이다. 수축기는 PPG의 정확한 Peak 값을 통해 정의할 수 있지만, 이완기 추론은 PPG에 최저값인 foot의 개인별 편차가 크고, 나이와 환경에 따른 foot의 오차가 증가하여 이에 따른 보정 어려움이 있다. 선행연구[8]에 따르면 평균 $\pm 16\text{mmHg}$ 수준으로 평균 20%, 최대 $\pm 35\%$ 의 오차율을 갖는다. 선행연구는 2개 주파수의 PPG를 RTC와 2차 미분을 이용해 서로 다른 주파수 대역의 시간의 차를 활용 방법으로 혈압값을 제시하였으나 이 또한, 센서에 기준 오차가 큰 이유로 중국의 저가형 제품을 이외에는 활용되지 않고 있다. 그림 2과 같이 PPG는 ECG에 R-R 간격(interval)에서 볼 때 모호한 위치에 있으며, PPG 단일 센서로는 ms 단위에 정밀한 R-R 간격이 요구되는 혈압추정에는 활용이 어렵다.

2.2 PRV와 HRV 기반 혼합추정 기법

PPG 신호에 최고점 변동률을 PTT의 시간 축을 기반으로 하고, PRV(:Pulse Rate Variability), HRV(:Heart Rate Variability)를 이용해 이완기와 수

축기를 추론하는 기법이다[9-10]. 앞서 PRV만 고려한 추론 방법보다는 $\pm 10\%$ 의 오차를 줄일 수 있어, 평균 $\pm 30\%$ 내외의 오차율을 가진다. 혼합추정 기법은 20~30대 정상인의 경우 생활 의료기기의 범위에 들어갈 정도로 높은 정확도를 지니지만, 18~60세의 광범위한 연령 활용하기에는 정확도가 낮고, 당뇨병, 고지혈증, 심장병 등 병변을 지닌 환자들의 특성 반영이 어렵다. 이를 극복하기 위해, 다양한 병변을 고려한 혼합 측정법이 제시되었는데, 기존 환자의 UCI Machine Learning Repository와 MIMIC(:Multi-parameter Intelligent Monitoring in Intensive Care) DB를 분석하여 선형방정식으로 제시함으로써 기존 단점의 극복 방안을 제시하였다[9, 7, 10].

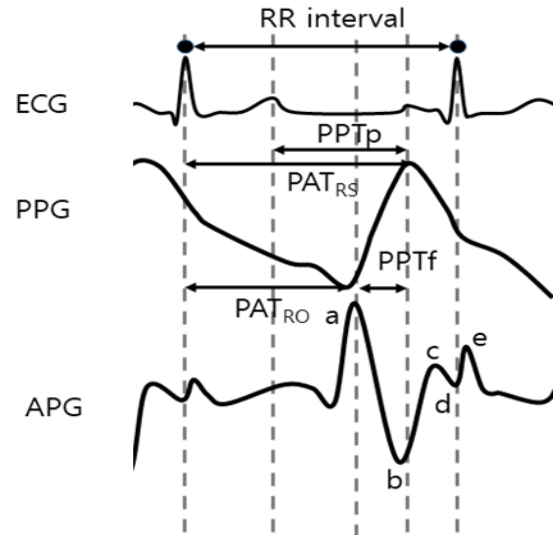


그림 2. PRV와 HRV 기반의 혈압추정 방안
Fig. 2 The BP Estimation based on PRV and HRV

2.3 APG (:Arterial Blood Pressure) 기법

APG는 기법은 PPG의 최댓, 최솟값을 1차, 2차 미분하고, PPG의 foot 값이 앞서 연구들보다 명확하여 이완기를 구하는데 정확한 값으로 표출가능하다. 이에 따라서, RTT 기반 최고, 최저혈압의 추론에 활용도를 높일 수 있다[5-6]. 정밀한 RTT 시간을 위해 다시 PRV와 HRV를 혼합하여 foot과 peak값의 시간간격을 계산할 수 있다.

그림 2 같이 2차 미분한 PPG 값을 APG로 정의하

고, 5개로 정의된 PPG는 이완기인 a, 최고점인 b로 나타내며, 기울기 c와 d는 ECG 최대점 R로 대응될 수 있다. 그리고 e 점은 ECG의 S점으로 검출할 수 있다. 세부적으로는 양전하 a파는 2차 미분을 통해 PPG 최저점을 최고점으로 변환시킨다. 이완기 e파와 초기 양전하 a파의 펄스 도착 시각(Pulse Arrival time)인 PATro 값과 Pulse foot인 양전하 a파와 음의 파 b에 차를 통해 펄스 전송 시간(Pulse transit time)인 최저점인 PPTf에 시차를 알 수 있다. 특히, 양전하 a파는 PPG 최저점을 최고점으로 변환시킴으로써 판별하기 모호했던 PTT에 정확한 시간을 제공할 수 있다. 기존에 ECG의 R-wave 점과 APG를 통한 PPG Pulse의 최고점을 찾아 정확한 혈압의 분포 차이를 찾을 수 있어, ‘연속적 혈압측정’이 가능하다.

단점으로는 ECG에 R-R wave에 AGP의 기준점이 센서마다 차이를 갖기 때문에, 한 주기 오차가 10ms 이상 발생하고, 이를 바로잡기 위해 지속적인 표준편차와 기준점 오류를 정정 알고리즘이 필요하다. 또한 피부 임피던스의 변화로 플랫폼마다 최적화도 요구된다. 1차, 2차 미분의 연속 계산과 플랫폼 연산이 ms 단위로 필요해 Cortex M0 같은 초저전력, 소형 MCU에서는 구현이 어렵다.

III. ECG R-R간격과 APG의 혼합기법

본 연구는 이에 따라, 선행연구에 PPG의 foot 값과 Peak 값에 RTT의 ms 이하로 오차를 줄이고, 혈압

추론을 위해 ECG R의 최댓값을 기준으로 PPG의 Peak 값을 추론하고, PPG의 P-P 간격에 최저점인 foot 값을 현재 R'-R 간격을 이용해 foot과 R의 시간 간격을 계산함으로써 오차의 편차를 줄였다. ECG를 기준으로 PPG 전압변화에 따른 오류정정을 주기적으로 할 필요가 없어 활용이 쉽다.

일반인의 중단 신경에서도 ECG의 R-R 신호 오차가 매우 작지만, PPG는 부위별 오차가 큰 것에 착안하였다. 그림 2에 빨간색으로 뾰족하게 나타난 것이 보정기준시간으로, 오류정정에서도 R 신호를 기준으로 PPG의 Peak 값을 비교하는 방안을 기반으로, 이전 R-R 값과 PPG Peak 와 Peak 간의 발생 오차를 정정하는 방법으로 ECG 연속된 R-R 간격을 이전-이후 비율로 적용하여 오차를 감소시켰다.

PPG의 Peak와 Peak에 현재를 $p_t(n)$ 로 가정한다면, 이전 Peak와 Peak의 값은 $p_t(n-1)$ 로 나타낼 수 있다. 이때, 동일 ECG의 현재 R'-R 간격을 $e_t(n)$ 이라고 하고, 이전 최대 간격에 R'-R' 시간을 $e_t(n-1)$ 로 가정한다면, ECG와 PPG의 신호에 따른 간격 비율을 식(1)로 나타낼 수 있다.

$$\frac{p_{time}(n)}{p_{time}(n-1)} = \frac{e_{time}(n)}{e_{time}(n-1)} \quad (1)$$

만약, 식 (1)은 PPG와 ECG 간격은 개별 신호에 따른 지연이 있을 뿐 같으며, ECG의 시간 간격은 이 값이 허용 오차보다 크거나 작다면, PPG 간격과 ECG

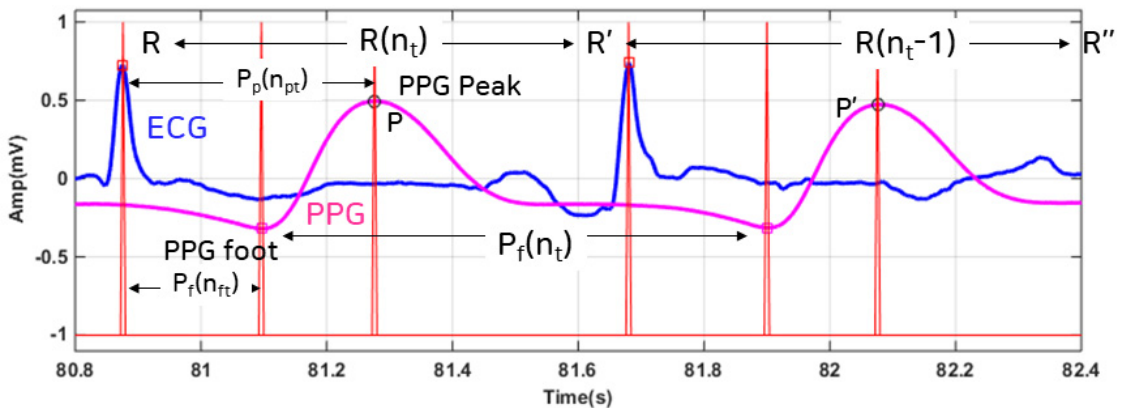


그림 3. ECG의 R'-R 간격 시간에 따른 PPG의 Peak, foot 동기화 방안
Fig. 3 The peak and foot synchronization method of the PPG using based on the ECG R-R interval time

간격의 비율을 보정 값으로 활용한다.

그림 3를 식 (2)부터 (4)까지 정의할 수 있다. R은 ECG의 최댓값으로 R'과 R의 사이 간격 그리고 R''과 R'의 간격에 차를 $R1(n)$ 로 식 (2)로 정의할 수 있다. ECG의 일반적인 간격은 연속적 값을 갖기 때문에 사람의 큰 동작이 발생하지 않으면 오차분포의 이하 값을 갖는다.

$$R1(n_t) = (R' - R \text{ Interval}) - (R'' - R' \text{ Interval}) \quad (2)$$

동일 시간에서 ECG R 최댓값과 PPG의 최솟값인 PPG foot에 시차를 $P_f(n)$ 정의하며, 최댓값인 PPG Peak 시차를 $P_p(n)$ 로 정의에 따라 식 (3), (4)로 나타낼 수 있다.

$$P_f(n_{ft}) = R \text{ time} - \text{PPG foot time} \quad (3)$$

$$P_p(n_{pt}) = R \text{ time} - \text{PPG Peak time} \quad (4)$$

현재의 PPG foot과 다음의 PPG foot'의 간격은 식 (1)과 같은 동일 비율을 갖는다. 만약 동일 비율이 아니라면, 잘못된 측정값이기 때문에 현재가 아닌 다음 간격을 이용해 계산한다. 마지막으로 PPG의 최솟값 foot과 PPG에 peak를 그래프와 같이 mV로 베이스라인인 0V를 기준으로 $P_{ft}(n_v)$ 과 $P_{pt}(n_v)$ 의 상호 비율을 식 (5)로 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} BP_{\text{ratio_sbp}} &= P_{ft}(n_v) / P_{pt}(n_v) \\ BP_{\text{ratio_dsp}} &= P_{pt}(n_v) / P_{ft}(n_v) \end{aligned} \quad (5)$$

BP 비율(Ratio)는 두 가지로 최종 수축기 혈압과 이완기 혈압의 추론에서 보정 값을 갖는다. 4~5차 방정식을 계산할 수 있으며, 수축기는 식 (6)의 특성을 갖는다[11].

$$BP_n = a \cdot PTT + b \cdot \text{BPM} + c \cdot BP_{n-1} + d \cdot BP_{\text{ratio_sbp}} + e \quad (6)$$

이때 a, b, c, d, e는 PPG를 1차 2차 미분을 통한 APG를 혼용하여 최소자승법(Least Square Method)로 해당 값을 정의할 수 있다. 이때, PTT에 식(3)의 값이 반영되면, DBP(이완기)이고 식(4)의 값이 반영되

면 SBP(수축기)로 나타낼 수 있다. 바로잡기 위해서 e 값을 추가하는데, e 값은 식 (7)을 갖는다.

$$\begin{aligned} eDBP &= \text{BPM}(n) - \text{BPM}(\text{arg}) / \text{std}(n_{ft}) \\ eSBP &= \text{BPM}(n) - \text{BPM}(\text{arg}) / \text{std}(n_{pt}) \end{aligned} \quad (7)$$

식 (7)은 이완기와 수축기의 표준편차를 이용한 일정한 값으로 정규화하고 식 (5)의 상호 비율 반영하였다. 그리고 식 (8)을 시간단위에 값을 mmHg로 변환하여 혈압의 높기와 낮음을 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} BP_n &= a \cdot PTT + b \cdot \text{BPM} + c \cdot BP_{n-1} + d \cdot BP_{\text{ratio}} \\ &+ e \cdot (eDBP \cdot BP_{\text{ratio}} \text{ or } eSBP \cdot BP_{\text{ratio}}) \end{aligned} \quad (8)$$

이러한 4차 방정식을 이용하여 혈압의 이완기와 수축기를 추정할 수 있다.

IV. 실험 및 검증

제안된 혈압 알고리즘을 검증 방안으로 선행연구 [11][12]를 참고하여 그림 4, 5와 같이 약 25만회 씩 2회 검증하여 알고리즘의 정확도를 비교 분석하였다.

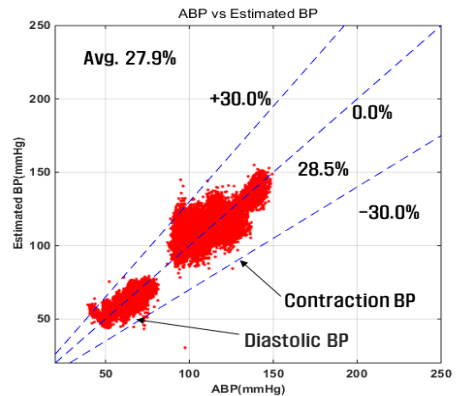


그림 4. 수축기, 이완기 혈압 분포그래프
Fig. 4 Systolic and diastolic blood pressure distribution graph

그림 4, 5에서 ABP는 실제 혈압이며, Estimated BP는 추론 혈압으로 정확도로 중심점이 0.0%를 기준

으로 $\pm 30\%$ 이내에 정확도 분포를 검증하였다. 결과적으로 수축기와 이완기 혈압 추론 값이 각각 $\pm 28.5\%$ 와 $\pm 27.9\%$ 의 오차로 선행연구 수준의 성능을 제시할 수 있었다.

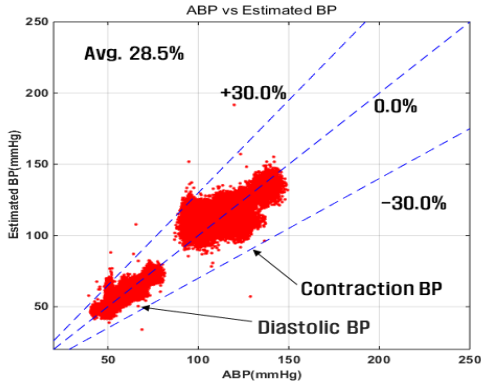


그림 5. 수축기, 이완기 혈압 분포그래프
Fig. 5 Systolic and diastolic blood pressure distribution graph

그림 6은 수축기와 이완기 검증을 위해 각각에 비교를 위한 그래프로 혈압 변화에 따른 제시된 알고리즘의 오류 및 추세 비교를 추이 확인이 가능하다. 빨간색은 실제 SBP(수축기)와 DBP(이완기) 그래프이며, 파란색은 실제 데이터를 추론(Estimated)한 eSBP(수축기)와 eDBP(이완기) 비교검증 그래프로 거의 유사 범위에 있는 것을 확인할 수 있다.

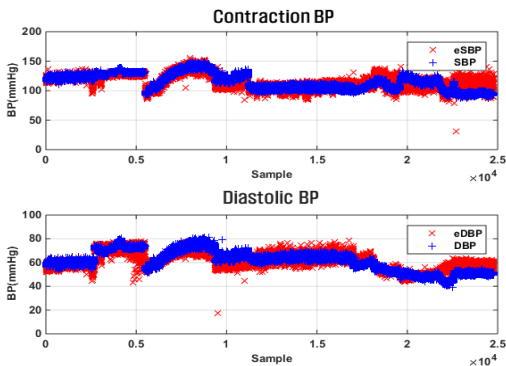


그림 6. 수축기, 이완기의 혈압 분포 추적 그래프
Fig. 6 The blood pressure distribution tracking graph of systolic and diastolic

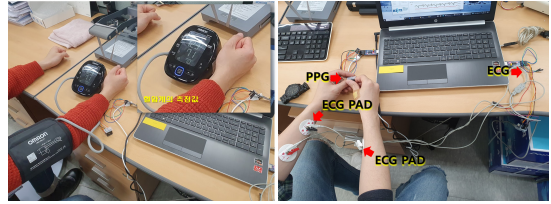


그림 7. 제안된 HW플랫폼과 전자혈압계의 성능 비교
Fig. 7 Performance Comparison of our prototype hardware platform and electronic pad manometer

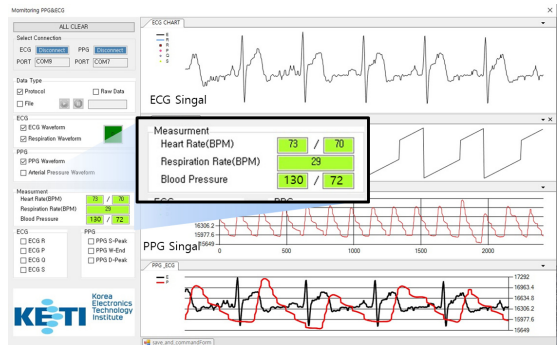


그림 8. ECG/PPG HW 플랫폼의 분석 UI에 대한 혈압 결과
Fig. 8. The

Fig. 8 The blood pressure results to analysis UI from ECG / PPG HW Platform

그림 7과 8은 가정용 혈압계가 아닌 의료용 정밀혈압계와 실측을 통해 제안된 방식과 혈압계와의 오차를 측정하였다. 그림 7에서 상용화된 혈압계에서 SBP/DBP가 129/71로 나타났으며, 심장의 BPM은 70을 나타냈다. 본 연구 개발된 플랫폼에서 제안된 알고리즘을 추정된 심장박동수(BPM)은 최대 73~70 값을 가지며, 수축기 혈압과 이완기 혈압인 SBP/DBP가 130/72으로 그림 5, 6에서 25만 회를 통해 검증한 것보다 높은 성능의 혈압 추론 결과로 BPM은 혈압추정기에 최대오차율인 ± 5 BPM 이내를 만족하였으며, 혈압의 오차도 또한 가정용 혈압계에 최대오차인 ± 10 mmHg 이내를 만족하는 것으로 나타났다.

V. 결 론

본 연구는 PPG에서 혈압을 추론하기 위한 peak와 foot의 신호 값을 정확한 ECG의 R 신호의 PPG 시작 신호를 일치시키고, peak와 foot의 PTT에 시작점의 오차를 줄임으로써 한 주기에 발생하는 수축기와 이완기의 혈압을 추론할 수 있었다. 제시된 방법은 신호에 따라 foot과 peak 값이 한 주기 이내에 이루어지기 때문에 PPG 센서의 다양한 특성에 크게 영향이 없으며, PPG가 단일로 사용했을 때의 기준점의 모호성을 정확하게 정의할 수 있다. 혈압계의 실측 오차가 5% 이내로 우수하지만, 실측 테스트한 개수가 작고, 25만 회의 시뮬레이션 검증결과에서는 최대 28.5%의 오차가 발생할 수 있다. 결과적으로는 의료기기 수준에는 부족한 연구결과지만, 국내에 표준하고 있는 ‘유-헬스케어’ 나 ‘웨어러블’ 영역에서는 활용할 수 있는 수준이다. 앞으로 최대 28.5%의 넓은 오차를 최대 20%로 줄이는 연구를 진행할 예정이다.

감사의 글

이 연구는 2019년도 산업통상자원부 및 산업부 평가관리원(KETI) 연구비 지원에 의한 연구임(20001828, 복합센서 기반 초저전력 웨어러블 부품디바이스 핵심기술 개발)

본 연구의 연구개발에 적극적으로 협력해주신 ㈜메추의 신재연 책임과 조성철 이사께 감사드립니다.

References

- [1] W. Nichols, M. O'Rourke and C. Viachopoulos. *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*. Florida: CRC Press, 2011.
- [2] M. O'Rourke, *Arterial stiffness in hypertension: principles and definitions of arterial stiffness, wave reflections and pulse pressure amplification*. New York: Wiley- BLACKWELL, 2006.
- [3] B. Chavez, *New Developments in Medical Research: Advances in Arterial Stiffness Research*. New York: Nova Science Pub Inc, 2016.
- [4] Apple Inc, "Using Apple Watch for Arrhythmia Detection," *Technical report*, Dec, 2018.
- [5] European Society of Hypertension, "2018 ESC /ESH Guidelines for the management of arterial hypertension," *2018 European Guidelines*, June, 2018.
- [6] SAMSUNG Inc, "Samsung Galaxy Watch Active 2: ECG and LTE," *Technical report*, Sept. 2019.
- [7] A. Ganurav, M. Maheedhar, V. Tiwari and R. Narayanna, "Cuff-less PPG based continuous blood pressure monitoring - A smartphone based approach," *Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Orlando, USA, 2016, pp. 608-610.
- [8] M. Kachuee, M. M. Kiani, H. Mohammadzade and M. Shabany. "CuffLess High-Accuracy Calibration-Free Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time," *IEEE Inter. Symposium on Circuits and Systems*, Lisbon, Portugal, May. 2015, pp. 1006-1009.
- [9] Y. Kao, P. Chao and C. Wey, "Design and Validation of a New PPG Module to Acquire High-Quality Physiological Signals for High-Accuracy Biomedical Sensing," *IEEE J. of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol 25, no. 1, Jan. 2019. pp. 1-10.
- [10] N. Nousou, S. Urase, Y. Maniwa, K. Fujimura and Y. Fukui, "Classification of Acceleration Plethysmogram Using Self-Organizing Map," *Int. symposium on Intelligent Signal Processing and Communication Systems*, Tottori, Japan, 2006, pp. 681-684.
- [10] M. elgendi, Y. Liang and R. Ward, "Toward Generating More Diagnostic Features from Photoplethysmogram Waveforms," *J. of Diseases*, vol. 6, no. 1, Mar. 2018, pp. 1-4.
- [11] Y. Liang, Z. Chen and M. Elgendi "Hypertension Assessment via ECG and PPG Signals: An Evaluation Using MIMIC Database," *J. of Diagnostics (Basel)*, vol. 8, no. 3, 2018, pp. 1-10.
- [12] R. Wang, W. Jia, Z. Mao, J. Robert and S. Mingui, "SunCuff-Free Blood Pressure Estimation Using Pulse Transit Time and Heart Rate," *12th Int. on Signal Processing*, Hangzhou, China, 2014, pp. 115-118.

- [13] W. Kim and K. Yoon, "Implementation of a Black-Box Program Monitoring Abnormal Body Reactions," *J. of Korean Institute of Electronic Communication Science*, vol 8, no. 3, 2012, pp. 671-677.
- [14] Y. Han "The development of module for measurement and wireless communication of SpO2/PPG signals," *J. of Korean Institute of Electronic Communication Science*, vol 6, no. 6, 2011, pp. 981-986.
- [15] S. Yoon, G. Kim and C. Jang, "Classification of ECG arrhythmia using Discrete Cosine Transform, Discrete Wavelet Transform and Neural Network," *J. of Korean Institute of Electronic Communication Science*, vol 7, no. 6, 2012, pp. 727-732.



황태호(Tae-Ho Hwang)

2000년 한국외국어대학교 컴퓨터 공학과 졸업(공학석사)
2013년 한국외국어대학교 컴퓨터 공학과 졸업(공학박사)

2000년~현재 전자부품연구원 SoC플랫폼연구센터 수석연구원

※ ~관심분야 : 실시간 운영체제, 뉴로모픽 컴퓨팅, 이기종 컴퓨팅

저자 소개



박현문(Hyun-Moon Park)

2006년 국민대학교 전자통신학과 졸업(공학석사)
2010년 국민대학교 BIT학과 졸업 (이학박사)

2010년~2013년 한국전자통신연구원
2014년~현재 전자통신연구원 SoC플랫폼센터 책임연구원
※ 관심분야 : IoT시스템, 에너지하베스팅, 엣지컴퓨팅



이정철(Jung-Chul Lee)

2010년 광운대학교 컴퓨터공학과 졸업(공학사)
2012년 광운대학교 대학원 컴퓨터공학과 졸업(공학석사)

2013년 ~2017년 (주)텔에이스
2017년 ~현재 전자부품연구원
※ 관심분야 : 임베디드 시스템