

웨어러블 초소형 혈압계 개발을 위한 혈압 추정 융합 알고리즘 분석

김선철^{1*}, 권찬회², 박유림³

¹계명대학교 의용공학과 교수, ²전남대학교 의학과 석사과정, ³계명대학교 의용공학과 학생

Blood Pressure Estimation for Development of Wearable small Blood Pressure Monitor Fusion Algorithm Analysis

Seon-Chil Kim^{1*}, Chan-Hoe Kwon², You-rim Park³

¹Professor, Department of Biomedical Engineering, Keimyung University

²Master's Course, Department of Medical School Chonbuk National University

³Student, Department of Biomedical Engineering, Keimyung University

요 약 디지털헬스케어에서 가장 중요한 개인 건강관리는 주로 만성질환자에게 매우 중요한 문제이다. 따라서 실시간 건강관리를 위한 간단한 웨어러블 디바이스 개발이 중요하다. 기존 혈압 추정 웨어러블 디바이스는 PPG 특성을 통해 PTT를 분석하여 혈압 추정 알고리즘을 제안하고 있다. 그러나 PPG의 재현성과 여러 가지 PTT의 적용여부와 측정자의 신체적 차이에서 발생하는 변수 등 알고리즘의 영향인자가 사실 매우 복잡하다. 따라서 본 연구에서는 PTT와 SBP, DBP의 상관관계를 분석하고, 디바이스 소형화를 위해 PPG센서만을 사용하게 설계하였다. 제안된 혈압 추정 알고리즘은 PPG간의 차이와 심박수, 개인적인 변수 등을 고려하였다. 또한 기존 의료기관에서 사용하는 공기압방식의 결과값과 개발된 알고리즘을 통해 추정된 혈압값과 비교를 통해 확인하였다.

주제어 : 혈압, 광전용적맥파, 최고혈압, 최저혈압, 맥파전달속도

Abstract The most important personal health care in digital health care is a very important issue mainly for chronic diseases. Therefore, it is important to develop a simple wearable device for real-time health management. Existing blood pressure estimation wearable devices use PPG characteristics to analyze PTT and propose blood pressure estimation algorithms. However, the influencing factors of the algorithm such as the reproducibility of PPG, whether to apply various PTTs, and variables generated from the physical differences of the measurers are actually very complex. Therefore, in this study, the correlation between PTT, SBP, and DBP was analyzed, and it was designed to use PPG sensors for device miniaturization. The blood pressure estimation algorithm took into account differences in PPG, heart rate, and personal variables.

Key Words : Blood Pressure, Photoplethysmography, Systolic Blood Pressure, Diastolic Blood Pressure, Pulse Transit Time, Pulse Wave Velocity

*This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) Grant funded by the Korean Government (MSIP)(No. 2014R1A5A2010008)

*Corresponding Author : Seon-chil Kim(chil@kmu.ac.kr)

Received September 2, 2019

Accepted November 20, 2019

Revised October 2, 2019

Published November 28, 2019

1. 서론

우리나라 고혈압 유병률은 2017년 기준으로 31%이고, 65세 이상의 고령자는 60%에 해당된다[1]. 고령사회가 되면서 혈압관련 질환자는 더욱 많아질 것이며, 세계적으로도 고혈압 환자의 수는 1975년 5.94억 명에서 2015년 11.3억 명 이상으로, 40년간 2배 이상 증가하였다[2]. 고혈압 유병률의 증가는 심근경색, 뇌경색, 뇌출혈과 같은 질환의 증가로 이어지기 때문에 관찰을 통한 사전예방이 매우 중요하다. 따라서 사용자 직접 자가 측정이 가능하고 관리하는 시스템이 필요하다. 기존의 혈압 측정 장치는 대부분이 공기가압방식(Cuff method)이라 사용상의 접근성이 떨어짐에 따라 간단히 상시 측정이 가능한 센서 방식의 혈압측정이 제품이 최근 출시되고 있다.

특히, 4차 산업혁명과 관련하여 의료분야에서는 디지털 헬스케어의 수요가 증가됨에 따라 관련 생체신호 측정 디바이스 데이터의 중요성이 커지고 있다. 모바일 디바이스로 건강관리 어플리케이션을 이용하여 정보를 제공하고 있으나 현재 측정값의 정확성과 디바이스의 정도 관리에는 많은 과제를 안고 있다[3]. 디지털 헬스케어를 실현하기 위한 웨어러블 디바이스에 IoMT(Internet of Medical Things)기술 적용으로 만성 질환자의 관리시스템에 중요한 역할은 수행한다. 이러한 디바이스의 조건은 정확성과 안정된 데이터를 지속적으로 공급하는 것이다. 특히 혈압, 맥박, 혈당 등 진단과 치료에 밀접한 관계를 가지는 인자의 신뢰성 있는 데이터 공급이 필연적이다.

비 침습적인 방식으로 혈압을 측정하기 위해 PPG(Photoplethysmograph, 광전용적맥파)를 이용하여 심장에서 시작된 이완과 수축의 움직임에 따른 혈관 내의 혈액 변화를 간단하게 측정이 가능함에 따라 맥박수를 비롯하여 최저, 최고 펄스의 파형 형태, 대동맥 판막이 폐쇄된 이후에 동맥 내 압력의 변화에 의해 발생하는 중복과 등 모든 특성을 신호로 분석하여 해석할 수 있다 [4].

선행연구에서는 심장에서 일정 거리에 떨어진 지점의 PTT(Pulse Transit Time, 맥파전달시간)을 측정하여, SBP(Systolic Blood Pressure, 수축기 혈압)과 DBP(Diastolic Blood Pressure, 이완기 혈압)과의 상관관계를 이용하여 혈압을 추정할 수 있다[5,6].

본 연구에서는 PPG센서를 이용하여 혈압을 측정할 수 있는 초소형 피부 부착형 디바이스를 제작하기 위한 알고리즘을 개발하고자 한다. 이를 위해 먼저 수축기혈압

과 이완기 혈압을 추정하는 알고리즘을 제안하고 여기서 얻은 혈압값과 의료기관에서 일반적으로 사용하고 있는 공기 가압방식으로 측정된 혈압값을 비교하고자 한다. 따라서 이를 통해 PPG에서 얻을 수 있는 PTT의 상관관계 인자를 정의하여 신뢰성 있는 추정 혈압값 제시하고자 한다.

2. 연구 방법

심장의 운동감지 맥박 신호에 대해서는 PTT신호와 ECG(Electrocardiogram, 심전도)를 통해 측정할 수 있다. PTT신호는 여러 가지로 의미 있게 다룰 수 있다. 기존 연구에서 PTT는 이완기 혈압보다는 수축기 혈압과 상관관계가 있다는 것을 알 수 있다[7]. 이를 통해 수축기 혈압을 구할 수 있다면 변형값을 이용하여 이완기 혈압을 추정할 수 있다[8]. 혈압을 추정하기 위한 사용되는 변수를 얻기 위해 디바이스를 통해 ECG와 PPG-A, PPG-B는 Fig. 1과 같은 파형으로 표현할 수 있다. 또한, PTT로 이완기 혈압을 추정하기 위해서는 대동맥 판막이 열리기 전에 대동맥 압력으로 인해 측정에 필요한 충분히 시간을 나타내기 어려워 ECG-S피크에서 두 번째 PPG가 시작하는 점까지의 PPT(1)로 적용할 수 있다.

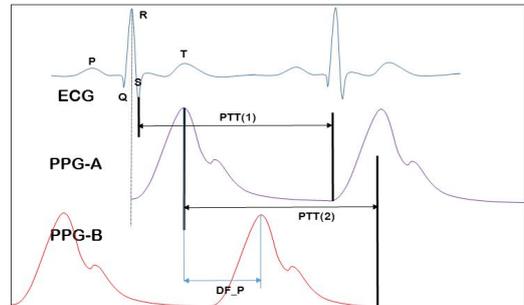


Fig. 1. Estimation of diastolic blood pressure using two PTTs

ECG를 제외한 두 개의 PPG로 측정할 경우 PTT(1)과 동일한 시간차로 추정할 수 있는 PTT는 PPG-A의 최고 피크와 PPG-B의 최저 피크간의 PTT(2)로 대응할 수 있다[9]. 또한 두 개의 PPG 위상차인 DF_P를 통해 맥박의 PTT는 수축기 혈압과의 관계를 얻을 수 있다[8].

따라서 이완기 혈압과 수축기 혈압을 추정하기 위한 알고리즘은 다음과 같이 설명된다. 기존 연구에서 제시된 PWV (Pulse Wave Velocity, 맥파전달속도)는 Bramwell

- hill modeling에서

$$PWV = \sqrt{\frac{V_{dia} \Delta P}{\rho \Delta V}}$$

로 표현될 수 있다[10].

* V= cross sectional area of blood vessel

* ρ=specific gravity of blood

ΔP를 SBP-DBP=PP(Pulse Pressure, 맥압)으로 변경하고 PTT를 DF_P로 환산하면[6],

$$\frac{L}{DF_P} = \sqrt{\frac{V_{dia}(P_{sys} - P_{dia})}{\rho(V_{dia} - V_{sys})}} = \sqrt{\frac{V_{dia}(PP)}{\rho(V_{dia} - V_{sys})}}$$

가 될 수 있다.

따라서 PP는 수축기 혈압에서 이완기 혈압을 추정할 값이므로,

$$PP = \frac{(V_{dia} - V_{sys}) \times \rho \times L^2}{V_{dia} \times (DF_P)^2}$$

로 표현될 수 있다[8].

* L=Distance between PPG Sensor

평균동맥압 (Mean Arterial Pressure; MAP)는 심박출량(Cardiac output; CO)과 전신 혈관 내성(Systemicvascular resistance)의 곱에 중심정맥압(Central venous pressure)을 더한 값으로 추정할 수 있다[11]. 중심정맥압은 크기가 너무 작아서 무시 가능하므로 MAP=CO×SVR 이다. 여기서 심박출량은 심박수(Heart Rate; HR)와 1회 박출량(Stroke Volume; SV)의 곱으로 따라서 평균 동맥압은 MAP=HR×SV×SVR 로 정의할 수 있다. 심장의 한 주기에서 1/3이 수축기, 2/3가 이완기로 가정한다면, 평균 동맥압은 관습적인 식인 MAP=(SBP+2DBP)/3 으로 표현될 수 있다[12].

위의 평균동맥압 공식에서 수축기와 이완기 혈압을 구하기 위하여 맥압(PP=SBP-DBP)을 적용하면, DBP=HR×SV×(SVR-PP/3), SBP= HR×SV×(SVR+2PP/3)로 표현될 수 있다. 또한 혈관의 탄성도(Compliance; C)는 압력에 변화량에 대한 부피의 변화량[13], 부피의 변화량인 1회 박출량은 SV=PP×C로 표현할 수 있다. 따라서 이를 위의 공식에 대입하면

$$DBP = \left(HR \times SVR \times C - \frac{1}{3} \right) PP$$

$$SBP = \left(HR \times SVR \times C + \frac{2}{3} \right) PP$$

가 된다.

Bramwell hill modeling의 맥압식에 대입하면,

$$DBP = \left(HR \times SVR \times C - \frac{1}{3} \right) \left\{ \frac{\rho \times (V_{dia} - V_{sys}) \times L^2}{V_{dia} \times DF_P^2} \right\}$$

$$SBP = \left(HR \times SVR \times C + \frac{2}{3} \right) \left\{ \frac{\rho \times (V_{dia} - V_{sys}) \times L^2}{V_{dia} \times DF_P^2} \right\}$$

여기서 C, SVR과 ρ, V, L을 측정 대상자에 따라 다른 값을 가진 특수한 상수 A와 B로 가정한다면,

$$DBP = \left(A \times HR - \frac{1}{3} \right) \left(B \times \frac{1}{DF_P^2} \right)$$

$$SBP = \left(A \times HR + \frac{2}{3} \right) \left(B \times \frac{1}{DF_P^2} \right)$$

이를 통해 혈압을 심박수와 DF_P를 통해 구하는 식을 유도해 낼 수 있다. 또한, 심박수(HR)는 환자가 안정된 상태에서 PPG를 이용해 측정된 PR(Pulse Rate, 맥박수)의 피크수와 동일하므로[14], 최종적으로 DBP, SBP 다음과 같이 제시할 수 있다.

$$DBP = \left(A \times PR - \frac{1}{3} \right) \left(B \times \frac{1}{DF_P^2} \right)$$

$$SBP = \left(A \times PR + \frac{2}{3} \right) \left(B \times \frac{1}{DF_P^2} \right)$$

즉, PPG를 이용해 DF_P와 PR을 측정한 후에, 공기 가압식 커플을 통해 MAP와 PP를 측정한다면, 이후 환자에 따른 A와 B값을 구할 수 있다. 다음 측정 시부터는 PPG에서 산출된 DF_P와 PR을 이용하여 혈압을 측정하는 알고리즘을 구현해 낼 수 있다. 심박수는 혈압과 연관되어 있기 때문에 이를 이용하여 기존의 PTT만을 이용한 혈압측정방식보다 더 정확한 혈압측정을 위한 알고리즘을 제시할 수 있다[15,16].

PPG를 측정하기 위해서는 개발된 디바이스는 두 개의 적외선 광학 감지기와 광학 송수신기를 사용하였다. 광 송수신기의 거리는 20mm안에 측정하였다. 광신호의 전처리를 위해 출력신호를 계측용 증폭기를 이용하였다. PPG 신호에는 DC 주파수 성분이 5Hz까지 포함되기 때문에 주위 조직에 의한 저주파 왜곡을 없애기 위해 0.5Hz 이하의 저주파수 영역과 10Hz 이상의 고주파 영역 제거 필터를 이용해 가변 증폭신호(0.5Hz~5Hz)를 얻어 잡음을 제거하도록 Fig. 2와 같이 제작하였다.

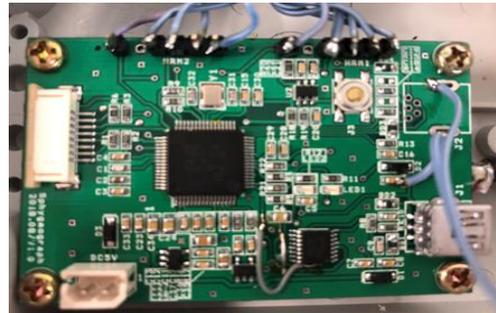


Fig. 2. PPG measuring device internal configuration

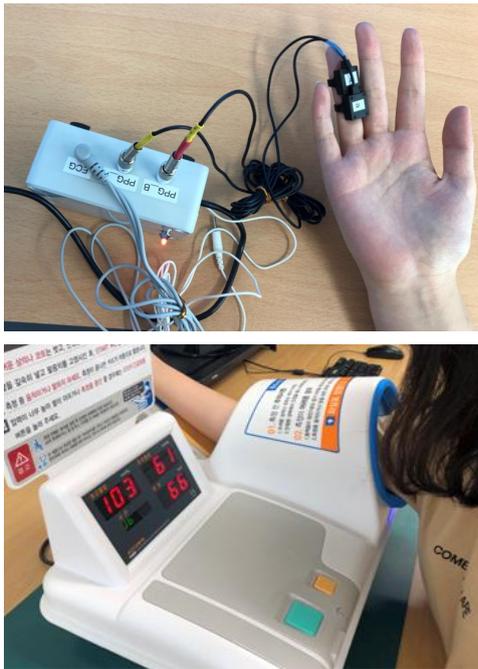


Fig. 3. Blood pressure measurement methods and equipment

개발된 알고리즘을 검증하기 위한 비교 실험은 Fig. 3 과 같이 순환계 질환이 없는 건강한 20대 남, 여 10명을 대상으로 10분 안정을 취한 상태에서 동일한 자세로 오른쪽 4번째 손가락에 PPG 센서로 측정하였으며, 공기가 압식 혈압 측정은 자동 혈압계(BP210, ACCUNI, Korea)를 사용하여 두 디바이스 동일하게 10번씩 측정한 평균 값을 사용하였다.

Table 1. General characteristics of the participants and experimental measurements

Variable Sub(N)	Sex	Age	PPG Estimation Algorithm					Electronic Blood Pressure Measurement BP(mmHg)			*Constant value(A)	**Constant value(B)
			PTT(1)	PTT(2)	DF_P	PR	MAP	SBP	DBP	PP		
1	M	24	358.5	364.0	30.1	68	96.33	121	84	37	0.038	33522.37
2	M	23	384.5	392.3	35.2	68	92.00	120	78	42	0.032	52039.68
3	M	21	400.2	402.1	39.1	67	86.67	110	75	35	0.037	53508.35
4	M	21	380.2	385.4	35.2	65	85.33	112	72	40	0.033	49561.60
5	M	20	385.2	372.4	36.4	71	91.67	115	80	35	0.037	46373.60
6	M	20	360.0	385.5	36.1	65	89.00	119	74	45	0.030	58644.45
7	W	20	398.2	398.2	38.1	65	87.33	112	75	37	0.036	53709.57
8	W	20	382.4	398.2	36.1	65	88.67	110	78	32	0.043	41702.72
9	W	19	403.5	405.8	38.5	65	86.67	110	75	35	0.038	51878.75
10	W	19	394.2	398.4	36.5	68	88.67	114	76	38	0.034	50625.50
Mean	-	20.5	383.63	389.32	36.09	66.56	89.23	114.33	76.78	37.60	0.036	49082.17

*Constant value (A) is calculated by $MAP=(SBP+2DBP)/3$, $MAP=A \times PP \times PR$

**Constant value (B) is calculated by $PP=B/(DF_P)^2$

3. 결과

본 연구에서 제안된 혈압 추정 알고리즘은 개인적인 신체조건 및 생리적 상태에 영향을 받는 상수 A 값은 개별 측정하여 입력하지 않고 자동 전자 혈압계를 이용하여 SBP와 DSP의 관계식에서 추출하였다. Fig. 4는 PPG 센서에서 측정된 필터링 한 PPG 결과 화면이며, 여기서 얻은 실험 대상자의 측정 데이터는 자동 계산되어 Table 1과 같이 결과가 정리된다.

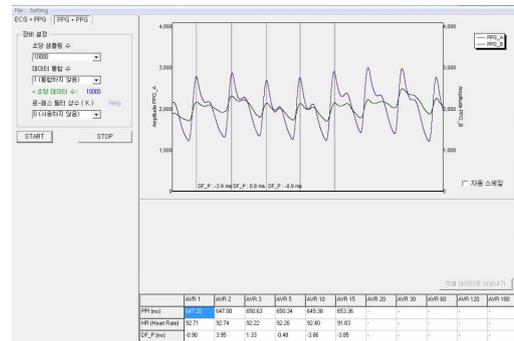


Fig. 4. PPG Measurement Display

안정된 상태에서 추출된 SBP와 PTT(1), PTT(2)와의 관계는 반비례적 상관관계를 나타내고 있으며, 대체로 DF_P와 SBP의 관계도 일정하게 보여주고 있다. 따라서 수축기 혈압은 PTT와의 연관성이 높으며, PPG 파형에서 제사된 인자와도 재현성을 보이고 있고 추정 알고리즘의 요소로 충분하였다.

Table 2. The difference between the estimated blood pressure value and the existing measurement value

Sub(N)	Value	PPG Estimation Algorithm BP(mmHg) = A1		Electronic Blood Pressure Measurement BP(mmHg) = B1		SBP Error (%)	DBP Error (%)
		SBP	DBP	SBP	DBP		
1		122.23	85.23	120	79	1.9	7.9
2		121.40	79.40	120	75	1.1	5.8
3		111.17	76.17	115	70	3.3	8.8
4		113.33	73.33	113	75	0.3	2.2
5		116.17	81.17	114	76	1.9	6.8
6		120.50	75.50	115	75	4.8	0.7
7		113.23	76.23	110	70	2.9	8.9
8		111.07	79.07	100	68	11.1	16.3
9		111.17	76.17	114	72	2.5	5.8
10		115.27	77.27	121	79	4.7	2.2
Mean		115.55	77.95	114.20	73.90	3.45	6.54

*The calculation of the error is $(B1-A1)/B1 \times 100$

Table 1에서와 같이 SBP가 높을수록 PTT(1), PTT(2)가 대체로 낮게 나타났는데, 이는 PPG를 통한 피크간의 시간차이가 낮게 나타나는 경향과 일치하였다. 개인의 신체적인 조건 차이로 정의할 수 있는 상수 A, B 값은 자동 전자 혈압계로 측정된 SBP와 DBP, PP를 기준으로 산출하였다. 두 개의 PPG의 피크 차이를 나타내는 DF_P는 SBP가 낮을수록 높게 나타나는 경향이 있었다.

Table 1에서 제시된 바와 같이 두 개의 PPG에서 산출된 DF_P와 PR을 이용하여 제안된 혈압 추정 알고리즘을 이용하여 혈압값을 Table 2와 같이 산출하였다. 또한 동일한 대상자를 통해 전자 혈압계로 측정된 값과 비교하였을 경우 오차의 편차는 있지만 SBP에서는 3.45%, DBP는 6.54%의 오차가 있었다. 비교값의 변화가 고르지 않아 일정 경향을 볼 수 없었다.

4. 고찰

혈압은 신체적 특성을 검사하는 중요한 매개 변수이며, 심혈관 질환을 나타내는 중요한 지표가 될 수 있다. 혈압측정은 일반적으로 심장에서 멀수록 말초동맥의 복잡한 기하학적 구조로 PPG 측정의 정확도에는 한계가 기존 공기 가압방식과의 차이가 있어 측정값 신뢰도에 대한 검토가 필요하다. 손목 밴드형 웨어러블 혈압계의 측정값과 의료기관에서 사용되는 공기 가압 방식의 기존 검사법을 이용한 측정값의 비교 검증이 필요하다. 이러한 정량적 평가가 부족한 상태에서 디바이스의 기술적인 접근에만 맞추어 스마트폰을 이용한 다양한 제품들이 시장에 나오고 있어 측정값에 대한 타당성 검토의 필요성이

많이 요구되고 있는 실정이다[17].

디지털 헬스케어 웨어러블 디바이스를 통한 혈압 측정은 측정 디바이스의 측정 방법과 데이터 처리 알고리즘에 따라 계산 방식의 차이가 있다. 대부분 측정요소로 PPG의 PTT, PWV와 ECG의 구성요소로 이루어져 있어 동일 대상자라 하더라도 측정 자세와 개인의 신체적인 조건에 대한 영향이 매우 크다고 할 수 있다. 따라서 각 PTT의 측정요소, 측정값의 재현성과 일관성이 문제가 될 수 있다. 이를 위해 기존 연구에서는 개인적인 신체적 요소인 대상자의 키, 몸무게, 팔길이 등 영향인자의 정량적인 값을 사전 입력하여 오차를 줄이는 노력을 하고 있다. 본 연구에서도 개인적인 조건에 의해서 발생하는 혈압값의 오차를 줄이기 위해 공기 가압방식으로 측정된 최근의 SBP와 DBP를 직접 입력하는 방법을 선택하였다.

PPG 센서를 이용한 혈압측정 디바이스는 정확성과 재현성이 매우 중요하다. 이러한 점에서 본 연구는 다수의 정보 입력 없이 혈압을 정확히 추정할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 혈압측정에서 발생하는 오차를 줄이는 연구는 현재까지 지속되고 있다[18]. 외부의 압력에 대한 저항값과 혈관속의 혈류의 속도와 양을 통해 구하는 값의 차이는 반드시 존재한다. 본 연구에서 제시된 알고리즘은 이러한 오차를 최소화하기 위해 PPG에서 측정된 구성 요소값을 분석하여 입력하는 방법으로 계산하였다. 다만 검증 대상자 수가 적은 점이 본 연구의 한계이다.

5. 결론

PPG 센서를 이용한 혈압 추정값은 기존 PTT를 이용

하여 알고리즘을 구현하였다. 연구 결과와 같이 SBP와 DBP 모두 PTT의 영향을 받았으며, 공기 가압방식에서 추출한 개인의 신체적 차이에서 발생하는 변수를 정리하여 계산값에 산정하였다. 또한 두 개의 PPG 피크 차이값에서 추출된 PTT와 심박수를 이용하여 최종 SBP와 DBP를 추정하였다. 혈압 추정 알고리즘을 통해 추정된 혈압값은 공기가압방식의 전자혈압계에 비해 약 3~7%의 차이가 발생하였다.

REFERENCES

- [1] J. H. Park et al. (2019). Validation of Wearable Blood Pressure Monitoring and Effects of Clothing Microclimate on Blood Pressure in the Hypertensive Elderly. *Journal of The Korean Society of Living Environmental System*, 26(2), 239-253. DOI : 10.21086/ksles.2019.04.26.2.239
- [2] NCD Risk Factor Collaboration. (2017). Worldwide trends in blood pressure from 1975 to 2015: a pooled analysis of 1479 population-based measurement studies with 19.1 million participants. *Lancet*, 389, 37-55.
- [3] Y. J. Kim. (2012). Exploratory Study on Acceptance Intention of Mobile Devices and Applications for Healthcare Services, *Jouranal of the Korea Contents association*, 12(9), 639-379. DOI : 10.5392/JKCA.2012.12.09.369
- [4] U. Lee, H. Park & H. Shin. (2014). Implementation of a Bluetooth-LE Based Wireless ECG/EMG/ PPG Monitoring Circuit and System, *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, 51(6), 261-269. DOI : 10.5573/ieie.2014.51.6.261
- [5] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine & M. Yoshida. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors Past and Present. *Electronics*, 3, 282-302. DOI : 10.3390/electronics3020282
- [6] S. C. Kim. (2019). Analysis of Blood pressure influence factor Correction for Photoplethysmography Fusion Algorithm Calibration, *Journal of the Korea Convergence Society*, 10(2), 67-73. DOI : 10.15207/JKCS.2019.10.2.067
- [7] M. H. Pollak & P. A. Obrist. (1983). Aortic-radial pulse transit time and ECG Q-Wave to radial pulse wave as indices of beat-to-beat blood pressure change, *Psychophysiology*, 20, 21-28.
- [8] S. C. Kim & S. H. Cho. (2019). Analysis of the Convergence Algorithm Model for Estimating Systolic and Diastolic Blood Pressure Based on Two Photoplethysmography, *Journal of the Korea Convergence Society*, 10(8), 1-6.
- [9] Y. Liang et al. (2019). How Effective Is Pulse Arrival Time for Evaluating Blood Pressure Challenges and Recommendations from a Study Using the MIMIC Database. *Journal of Clinical Medicine*, 8(3), 337-341. DOI : 10.3390/jcm8030337
- [10] S. Y. Lee, J. H. Lee, M. K. Kim & B. G. Yoo. (2018). Fluid-Attenuated Inversion Recovery Hyperintense Vessels Due to Septic Shock, *Journal of Neurosonol and Neuroimag*, 10(2), 157-177. DOI : 10.31728/jnn.2018.00037
- [11] B. Sangeeta & L. Shaw. (2011). A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate, *International journal of computer applications*, 36(11), 45-50.
- [12] O. H. Gauer Kreislauf des blutes. (1960). Lehrbuch der Physiologie des Menschen, Landois L, Rosemann HU (Eds), *Urban & Schwarzenberg, Munich*, 95.
- [13] O. S. Randall, N. Westerhof, G. C. van den Bos & B. Alexander. (1986). Reliability of stroke volume to pulse pressure ratio for estimating and detecting changes in arterial compliance, *Journal of Hypertens*, 4, 293-296
- [14] T. Atlasz, L. Kellenyi & P. Kovacs. (2006). The application of surface plethysmography for heart rate variability analysis after GSM radiofrequency exposure, *Journal of Biochem Biophys Methods*, 69, 233-236. DOI : 10.1016/j.jbbm.2006.03.017
- [15] P. Palatini & S. Julius. (1997). Review article: heart rate and the cardiovascular risk. *Journal of Hypertens*, 15, 3-17.
- [16] D. G. Christofaro et al. (2017). Relationship between resting heart rate, blood pressure and pulse pressure in adolescents. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 108, 405-410. DOI : 10.5935/abc.20170050
- [17] Y. Gil & J. Lee. (2015). Design and implementation of real-time blood pressure measuring system using smartphone. *KIISE Transactions on Computing Practices*, 21(3), 192-314. DOI : 10.5626/KTCP.2015.21.3.192
- [18] J. H. Kim et al. (2008). Development of continuous blood pressure measurement system using ECG and PPG, *Korea society for emotion and sensibility*, 11(2), 235-244.

김 선 칠(Seon Chil Kim)

[장학원]



- 2009년 2월 : 경북대학교 의료정보학과 (의료정보학박사)
- 2003년 3월 ~ 2015년 8월 : 대구보건대학교 방사선과 교수
- 2015년 9월 ~ 현재 : 계명대학교 의용공학과 교수
- 관심분야 : 방사선 차폐, 의료기기, 의

료정보

· E-Mail : chil@kmu.ac.kr

권 찬 회(Chan Hoe Kwon)

[학생회원]



- 2016년 2월 ~ 현재 : 전북대학교 의학전문대학원 재학
- 관심분야 : 의학, 의료기기
- E-Mail : actid2@nate.com

박 유 림(You Rim Park)

[학생회원]



- 2017년 3월 ~ 현재 : 계명대학교 의과대학 의용공학과 재학
- 관심분야 : 의료기기
- E-Mail : wkfkdbfla@naver.com