Journal of the Korea Convergence Society
Vol. 10. No. 8, pp. 53-58, 2019

ISSN 2233-4890
https://doi.org/10.15207/JKCS.2019.10.8.053

두 개의 광전용적맥파 기반의 수축기 혈압과 이완기 혈압 추정 융합 알고리즘 모델 분석

김선칠[1*], 조성현[2]
[1]계명대학교 의용공학과 교수, [2]남부대학교 물리치료학과 교수

Analysis of the Convergence Algorithm Model for Estimating Systolic and Diastolic Blood Pressure Based on Two Photoplethysmography

Seon-Chil Kim[1*], Sung-Hyoun Cho[2]
[1]Professor, Department of Biomedical Engineering, Keimyung University
[2]Professor, Department of Physical Therapy, Nambu University

요 약 최근 만성질환자 건강관리의 목적으로 혈압측정에 대한 접근성을 높이는 제품 연구가 지속적으로 이루어지고 있다. 기존 연구에서는 심전도(ECG)와 광전용전맥파(PPG)를 분석하여 수축기혈압과 이완기 혈압을 산출하는 방식을 사용하고 있다. 주 과제는 정확도와 재현성을 위한 분석 알고리즘 개발이다. 본 연구에서는 초소형 혈압측정장치를 개발하는 단계에서 장치의 크기를 줄이고 측정방법도 간단히 하는 동시에 알고리즘도 두 개의 PPG만을 이용하여 최고혈압(SBP)을 추출하고 이에 따른 최저혈압(DBP)을 구하고자 하였다. 이를 위해 두 개의 PPG에서 얻은 측정값과 SBP, DBP 관계를 통계적으로 추적하여 상호관계를 분석하였다. PPG의 차이 값인 DF_P는 SBP와 반비례 관계가 있으며, DBP와는 비례적 관계가 성립되어 알고리즘에 의해 혈압값을 유추할 수 있으며, SBP를 통해 DBP를 추적할 수 있다.

주제어 : 혈압, 광전용적맥파, 융합, 맥파전달시간, 맥파전달속도

Abstract Recently, product research has been continuously conducted to enhance accessibility to blood pressure measurement for the purpose of healthcare for the chronic patient. In previous studies, electrocardiogram (ECG) and photoelectric pulse wave (PPG) are analyzed to calculate systolic and diastolic blood pressure. The problem is the development of analysis algorithms for accuracy and reproducibility. In this study, in the development stage of a micro blood pressure measuring device, the size of the device was reduced and the measurement method was simplified, while the algorithm was to extract systolic blood pressure (SBP) using only two PPGs and obtain diastolic blood pressure (DBP). The difference value of PPG, DF_P, is inversely related to SBP, and has a proportional relationship with DBP, which can be leaked by algorithm, and DBP can be tracked through SBP.

Key Words : Blood pressure, Photoplethysmography, Convergence, Pulse transit time, Pulse wave velocity

*Corresponding Author : Seon-chil Kim(chil@kmu.ac.kr)
Received June 5, 2019 Revised July 8, 2019
Accepted August 20, 2019 Published August 28, 2019

1. 서론

최근 의료기술 발전과 만성질환자 건강관리의 관심이 높아짐에 따라 혈압측정에 대한 접근성을 높이는 제품 연구가 지속적으로 이루어지고 있다[1,2]. 의료기기의 접근성을 높이기 위해서는 혈압 측정은 무 구속적이며 비침습적 방식을 선호하고 있다[3,4]. 기존 혈압 측정 방식인 공기 가압(Cuff) 방식의 혈압 측정은 크고 불편하고 연속적이지 못하며, 일대일 방식이라 스마트 헬스케어와는 거리가 있다. 간단한 센서로 혈압을 측정하기 위해서는 생체신호를 적절히 잘 이용해서 효과적인 해석이 필요하다.

현재 개발된 제품은 심전도(ECG), 광전용적맥파(PPG) 등과 같은 생체 신호를 이용하여 간접적으로 혈압 측정이 가능하다[5,6]. 기존 연구를 분석하면 주로 맥파전달속도(PWV: Pulse Wave Velocity)를 이용하여 알고리즘을 구현했으며, 정확도와 연속측정을 위해 ECG와 맥파전달시간(PTT: Pulse Transit Time)을 이용하여 혈압을 간접 추정할 수 있는 시스템을 구현하였다[7]. 그러나 맥파전달속도는 여러 가지 요소들과 상관관계를 지니고 있어 단순히 산술적 매칭관계로 정의하기가 어렵고, 혈관의 크기, 혈중 농도 및 혈관벽의 탄성 등과 질환적 요소에 영향을 받는 것으로 알려져 있다[8]. 따라서 이러한 부가적 요소들을 삽입한 상관관계를 지닌 생체신호를 활용해야 오차를 줄일 수 있다.

가장 적극적으로 이용할 수 있는 생체데이터가 ECG이다. ECG와 PPG를 이용하여 유도할 수 있는 PTT는 일반적으로 혈압과 반비례 관계의 정량적 측정이 가능하다. PTT 값이 낮다는 것은 혈액의 전달시간이 짧다는 것을 의미하고, 또한 혈관이 매우 경직되어 혈관 내 혈류속도가 빠르다는 의미가 된다[9].

본 연구에서는 초소형 패치형태의 광전용적맥파 센서 2개를 이용하여 혈압을 측정하고자 한다. 이를 위해 먼저 반사형 광전용적맥파 측정회로를 구현하고 두 개의 PPG를 측정하여 측정시간차를 이용하여 수축기 혈압(SBP: Systolic Blood Pressure) 및 이완기 혈압(DBP: Diastolic Blood Pressure)을 추정하고자 한다. 이를 위해 먼저 ECG 와 두 개의 PPG와 상관관계를 분석하여 정량적 기준을 정하였고 측정 오차를 줄이기 위해 사용한 신체 정보 입력의 번거로움을 줄이기 위해 기존 공기 가압방식에서 측정한 혈압과의 상관관계도 분석하여 이를 직접 이용할 수 있는 혈압 추정 알고리즘을 최종적으로 제시하고자 한다.

이를 통해 연속적인 혈압관리를 위해 간단히 부착할 수 있고 실시간 측정이 가능한 접근성과 휴대성을 지니고 스마트 폰의 앱과 연동할 수 있는 초소형 광전용적맥파 센서를 이용한 패치형 혈압장치로 가능한지 연구하고자 한다.

2. 연구 방법

광전용적맥파(PPG)는 말초혈관 부위에 나타나는 심실 수축에 따른 혈액용적의 변화를 광전신호로 나타내는 파형이다. 따라서 거리, 시간, 속도 등의 정량적 지표로 활용할 수 있다. 그러나 신호 자체가 시간에 따라 연속적으로 표현됨에 따라 어떤 시점을 기준으로 해석해야 한다. 신호자체는 혈류량과 비례함에 따라 자연스러운 곡선으로 해석이 가능하다. 따라서 ECG신호와 PPG신호를 동기화시키면 PPG 위상차를 이용하여 두 개 PPG 인 PPG-A, PPG-B의 측정 시간차를 이용하여 혈압을 추정하고 하고자 한다.

먼저 맥파전달속도인 PWV(Pulse wave velocity)는 PPG-A 와 PPG-B 의 측정지점간의 거리(L)를 PTT 나눈 값으로 계산할 수 있다. PTT는 ECG로 측정한 R 값과 이에 대응되는 PPG로 측정한 Pulse Wave의 특정지점 간의 시간차로 구할 수 있다. PTT는 심박출시에 발생한 압력파가 PPG 측정부위의 말초동맥까지 전달되는 시간이므로, PTT를 ECG R-peak에서 PPG의 특정 지점까지의 시간으로 정의하고, 여기서 PPG의 특정값을 기준으로 R1 과의 간격을 나타낼 수 있다[10,11]. 두 개의 PPG 센서로 말초의 두 측정부위의 압력파를 나타내어 압력파 도달 시간을 측정한다면 PTT 와 연관이 있는 두 측정 지점사이의 PTT를 도출해 낼 수 있다.

따라서 PPG 의 위상차인 DF_P 는 L/PWV 로 정의하면, PWV 는 Bramwell - hill modeling 에 의해[12],

$PWV = \sqrt{\frac{V_{DBP}\Delta P}{\rho \Delta V}}$ 로 나타내며,

* V= cross sectional area of blood vessel / ρ =Blood specific gravity

$\Delta P = P_{SBP} - P_{DBP}$, $\Delta V = V_{SBP} - V_{DBP}$ 이며 $PWV = \left(\frac{L}{DF_P}\right)$ 로 나타낼 수 있다. 따라서

$$PWV = \sqrt{\frac{V_{DBP}(P_{SBP} - P_{DBP})}{\rho \Delta V}} = \left(\frac{L}{DF_P}\right)^2$$

혈관의 단면적 V 와 비중 ρ를 개인별 측정에 따른 변수(Variables) A 로 놓고, SBP로 정리하면[13],

$$P_{SBP} = P_{DBP} + A\left(\frac{L}{DF_P}\right)^2$$ 로 나타낼 수 있다.

기존의 측정방식에서 개인별 차이를 입력해야 한다면, 위의 수식에서는 기존 검사자의 SBP, DBP 값을 입력하여 상수 A를 구할 수 있으며, 이를 통해 P_{SBP} 와 P_{DBP} 의 상관관계를 유도하여 선형관계식의 혈압값을 추정할 수 있다.

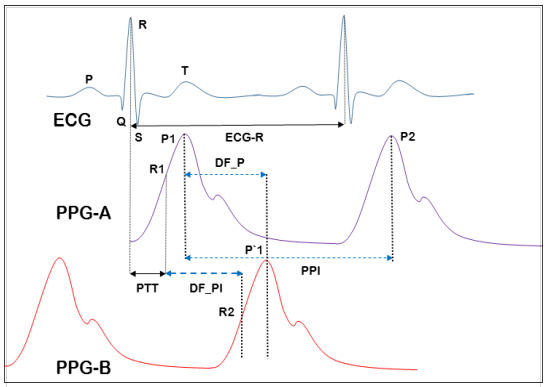

Fig. 1. PPG waveform characteristics over time

이러한 가정을 검증하기 위하여 20대 남녀 20명을 대상으로 PPG의 파라미터 독립변수를 Fig. 1과 같이 계산하였으며, 본 연구의 자료 분석은 SPSS Window 22.0을 사용하였고 연구 대상자들의 특성을 알아보기 위해 빈도와 백분율, 평균, 표준편차 등 기술통계분석을 사용하였다. SBP와 DBP, SBP와 DF_P, DBP와 DF_P 간의 상관관계를 검증하기 위해서 상관분석을 실시하였다. 표본의 수가 30개 미만이어서 비모수방법인 Spearman rho가 사용되었다.

PPG 측정 장치는 신호 0.5-30Hz의 주파수 스펙트럼을 커버하도록 하였으며, 0.5Hz와 15Hz의 차단 주파수를 가진 3차 고주파 및 2차 저역 통과 필터로 구성하여 신호를 측정하였다. 측정된 신호는 Fig. 2와 같은 회로를 이용하여 1000Hz의 샘플링 속도로 증폭하여 정량화 수치로 디지털로 재현하였다. 이것은 시스템이 두 개의 PPG 신호들 사이에 시간차이를 정확하게 측정하기 위해 시간 정밀도를 갖도록 변환하였다. 측정결과 화면은 Fig. 3과 같이 구현하였다.

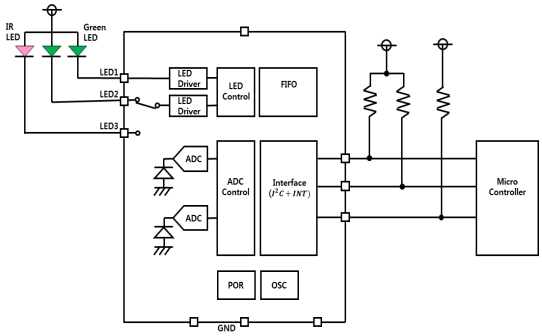

Fig. 2. PPG Measurement circuit

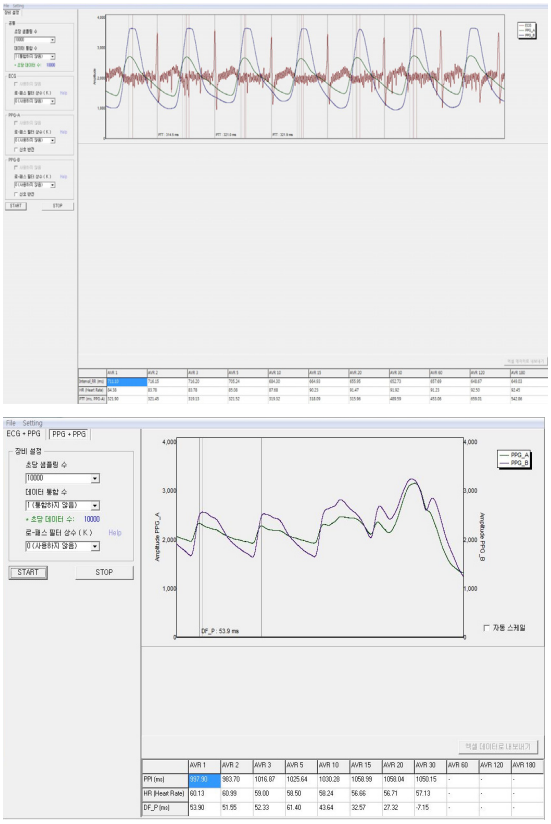

Fig. 3. PPG Measurement Display

3. 결과

PPG 측정 장비로부터 Table 1은 각 독립변수의 관계를 알아보기 위해 남학생 10명을 대상으로 10회 반복 측정을 통해 평균값으로 구간별 측정값을 도출하였다. 이 측정에는 초기 ECG 도 동시에 측정하여 Fig. 1 과 같이 PTT를 구하였다. 측정 PPG 센서 간의 거리는 25 ~

30mm 이내로 설정하였으며, 센서의 위치는 중지 손가락 두 점에서 측정하였으며, 각 구간별 측정값을 도출하였다.

Table 1. Interval measurements with ECG and PPG result models

N	ECG_R [ms]	PPI [ms]	PTT [ms]	DF_P [ms]	DF_P1 [ms]
1	901.2	806.2	382.0	39.6	39.5
2	914.8	858.0	378.3	30.8	30.9
3	912.3	866.6	373.6	31.9	31.9
4	902.0	862.9	371.3	32.3	32.4
5	884.1	866.1	370.7	32.7	32.7
6	880.1	874.2	370.7	33.1	33.1
7	875.6	877.8	369.0	33.4	33.3
8	868.2	870.9	367.8	34.0	34.0
9	860.9	875.1	366.6	29.7	29.6
10	861.5	879.8	365.9	29.2	29.2

PPG 와 ECG 를 통해 특정점에서 PTT 를 구할 수 있었으며, 하나의 PPG 에서 PPI 의 값도 측정할 수 있었다. PPI 가 증가할수록 PTT 는 대체로 짧아지는 경향이 나타났으며, ECG_R 값도 유사한 경향을 나타내었다. 이러한 경향은 SBP나 DBP에서도 영향을 미칠 것으로 예측된다. 20대 남녀를 대상으로 편안한 상태에서 DF_P와 PTT를 10회 측정하여 평균값을 Table 2와 같이 측정되었다. P값인 SBP와 DBP는 변수 A값을 도출하기 공기가압방식인 커프로 동일한 대상자를 측정하였다.

Table 2. SBP, DBP measured value by PPG measurement value

N	P(SBP) [mmHg]	P(DBP) [mmHg]	DF_P [ms]	PTT [ms]
1	108	75	39.2	402.2
2	110	78	38.1	399.2
3	110	75	38.4	395.4
4	110	75	38.5	398.4
5	110	76	38.6	401.3
6	110	75	39.1	400.2
7	113	75	37.0	394.2
8	114	76	36.1	390.2
9	115	80	36.4	385.6
10	115	79	38.2	391.1
11	115	78	37.1	387.8
12	120	72	35.2	380.0
13	120	80	34.1	384.5
14	124	84	30.1	361.5
15	124	84	36.5	352.4
16	124	80	29.4	362.7
17	125	83	32.1	350.3
18	127	85	27.6	342.2
19	127	85	27.2	328.1
20	140	98	25.3	291.5

본 연구의 변수 인자인 SBP와 DBP, DF_P 간의 상관관계를 분석한 결과는 다음 Table 3과 같다. SBP는 평균이 118.05mmHg, 표준편차는 8.27, DBP은 평균이 79.65mmHg, 표준편차는 5.82, DF_P는 평균이 34.21ms, 표준편차는 4.62로 나타났다.

Table 3. Descriptive statistics and correlation of key variables (N=20)

	Mean [ms]	SD	SBP	DBP	DF_P
SBP	118.05	8.27	1	-	-
DBP	79.65	5.82	.834**	1	-
DF_P	34.21	4.62	-.805**	-.735**	1

(**p<.01)

비모수방법인 Spearman rho가 사용되어 주요 변수들 간의 상관관계를 분석한 결과, 모든 변수 간에는 유의한 상관관계가 있는 것으로 밝혀져 가설이 지지되었다 ($p<0.01$). 세부적으로 살펴보면, SBP과 DBP의 상관관계는 유의미한 정적 상관을 보였다($r = .834$, $p<.01$). 즉, Fig. 4와 같이 SBP이 높을수록 DBP가 높아진다고 볼 수 있다. 또한 Fig. 5와 같이 SBP과 DF_P의 상관관계는 유의미한 부적상관을 보였다($r = -.805$, $p<.01$). SBP이 높을수록 DF_P는 낮아진다고 볼 수 있다. DBP와 DF_P의 상관관계($r = -.735$, $p<.01$)는 유의미한 부적상관을 나타냈다. 즉 Fig. 6과 같이 DBP가 높을수록 DF_P는 낮아진다고 볼 수 있다. 변수간의 유의한 상관관계를 통해 제시된 알고리즘은 상호 변수간의 관계를 정립한다고 볼 수 있다.

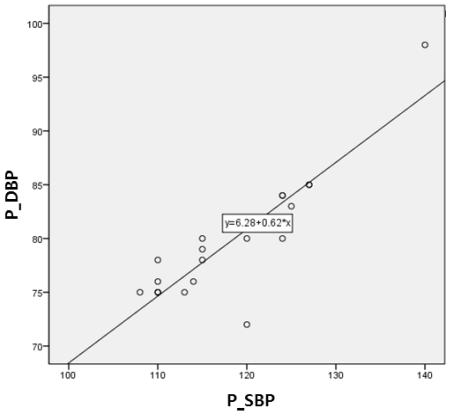

Fig. 4. Correlation of SBP and DBP

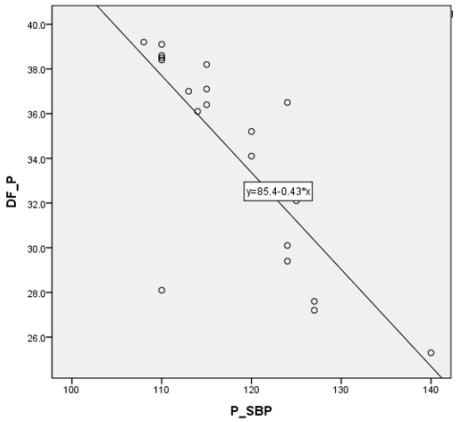

Fig. 5. Correlation of SBP and DF_P

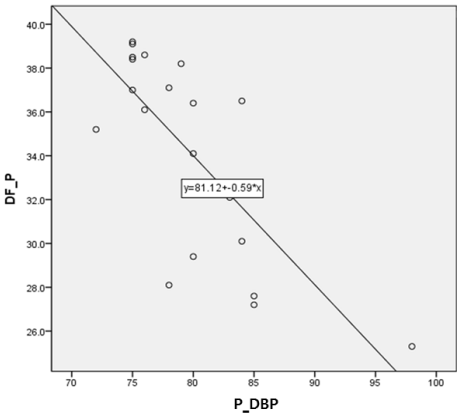

Fig. 6. Correlation of DBP and DF_P

4. 고찰

일반적으로 고혈압이 심혈관 질환으로 진행하기 전 예방법으로 다양한 접근이 있지만, 가장 중요한 것은 환자 스스로 혈압을 조절하는 것이 중요하다. 이를 위해서는 실시간 연속 측정 관리가 중요하며, 혈압 측정 장치도 접근성과 사용성이 우수해야 한다. 최근에 착용이 용이하고 간편한 손목형 혈압계가 많이 제품화되어 출시되고 있으나, 정확성에 대해서는 실 측정값의 변동값과 재현성의 부족으로 다소 떨어지고 있는 것이 사실이다. 따라서 본 연구에서 제시된 알고리즘은 ECG 와 PPG 를 이용한 방식은 측정 장치의 소형화 과제를 충족시키는 동시에 매우 근접한 결과값을 제시하고 있다고 할 수 있다[14-17].

PPG를 통해 얻은 데이터 값의 오차를 줄이기 위해 개인적인 변수를 예측하여 상수화시키는 알고리즘이 가장 좋은 방법이긴 하지만, 본 연구에서와 같이 상시 측정값은 변동값을 지니고 있어 안정적인 데이터 획득을 위해 측정지점의 일치 및 측정의 안정된 자세, 준비시간, 반복 측정을 통한 데이터 확보 등 물리적인 변화값을 분석할 필요가 있다.

본 연구에서는 두 개의 PPG 를 통해 그래프 모양을 보고 분석하였으나, PPG 의 완성도 즉 파형의 모양에 따른 변위차도 분석한다면 더 좋은 결과를 얻을 수 있다. 이는 증폭과정에서 일부 파형의 왜곡을 잡을 수 있는 필터를 사용하였으나, 원 데이터의 분석을 통해 파형의 50% 대의 변형을 통해 구별이 가능하다고 할 수 있다. 독립변수 인 DF_P 만으로 BP 를 유추할 수는 없지만, SBP, DBP, PTT 등 관련 인자와 융합알고리즘 통해 충분한 접근이 가능하다. 기존 개인별 고유 변동값인 상수는 개인 최고혈압과 최저혈압의 상관관계를 통해 충분히 처리 할 수 있도록 구현할 수 있으며, 이를 통해 측정 데이터 값을 반복적인 필터링을 통해 오차를 줄일 수 있는 방안을 제안하였다.

5. 결론

두 개의 PPG 위상차에 발생되는 변수들을 이용하여 BP 를 유추할 수 있으며, PPG 에서 측정된 DF_P 와 기존 SBP, DBP 를 통해 개인별 상수를 구할 수 있으며, 이를 통해 실시간 SBP, DBP 를 구할 수 있다. 센서 측정 면적과 거리가 멀지 않고 중지 손가락이나 손목 어느 위치에도 가능하며 크기도 줄일 수 있어, 향후 실시간 혈압 측정과 관리에 사용될 수 있을 것이라 생각된다.

REFERENCES

[1] W. Wu, J. T Lee & H. Chen. (2009). Estimation of Heart Rate Variability Changes during Different Visual Stimulations Using Non-invasive Continuous ECG Monitoring System, *International Joint Conference on Bioinformatics,* 344-347.
DOI : 10.1109/IJCBS.2009.75

[2] S. G. Beak & D. J. Kim. (2018). Relationship between Muscular Extension Exercise and Metabolic Syndrome Indices in Hypertensive Patients, *Journal of the Korea Convergence Society, 9(9),* 363-369.
DOI : 10.15207/JKCS.2018.9.9.363

[3] M. Ezzati M, A. D. Lopez, A. Rodgers, C. J. L. Murray. (2004). *Comparative quantification of health risks: global and regional burden of disease attributable to*

selected major risk factors. Geneva: World Health Organization.

[4] E. J. Jung, J. C Kim, H. Jung, H. Yoo & K. Y. Chung. (2017). Mining based Mental Health and Blood Pressure Management Service for Smart Health, *Journal of the Korea Convergence Society, 8(1)*, 13-18.
DOI : 10.15207/JKCS.2017.8.1.013

[5] L. A. Geddes et al. (1981). Pulse Transit Time as an Indicator of Arterial Blood Pressure, *Psychophysiology, 18(1)*, 71-74.
DOI : 10.1111/j.1469-8986.1981.tb01545.x

[6] K. W. Chan & Y. T. Zhang, (2001). Noninvasive and cuffless measurements of Blood pressure for telemedicine, *Proceedings of the 23rd Annual EMBS Conference*, 3592-3593.
DOI : 10.1109/IEMBS.2001.1019611

[7] H. Asada,, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, & R. Hutchinson. (2003). Mobile Monitoring with Wearable Photoplethysmographic Biosensors, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 22(3),* 28-40.
DOI: 10.1109/MEMB.2003.1213624

[8] J. E. Naschitz, I. Rosner, N. Shaviv, I Khorshidi, & S. Sundick. (2003). Assessment of cardiovascular reactivity by fractal and recurrence quantification analysis of heart rate and pulse transit time, *Journal of Hunam Hypertension, 17(2)*, 111-118.
DOI: 10.1038/sj.jhh.1001517

[9] D. C. Zheng, & Y. T. Zhang. (2003). A ring-type Device for the Noninvasive Measurement of Arterial Blood Pressure, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 17-21.
DOI : 10.1109/IEMBS.2003.1280819

[10] R. Asmar et al. (1995). Assesment of arterial distensibility by automatic pulse-wave velocity measurement validation and clinical studies, *Hypertension, 26(3),* 485-490.
DOI : 10.1161/01.HYP.26.3.485

[11] D. Lemogoum et al. (2004). Validity of pulse pressure and augmentation index as surrogate measures of arterial stiffness during beta-adrenergic stimulation. *Journal of the Hypertens, 22(3),* 511-517.
DOI: 10.1097/00004872-200403000-00013

[12] J. Y. A. Foo, C. S. Lim, Wang & Ping. (2006). Evaluation of blood pressure changes using vascular transit time, *Physiological Measurement, 27(8)*, 685-694.
DOI: 10.1088/0967-3334/27/8/003

[13] C. Z. Myint, K. H. Lim & K. l. Wong. (2014), Alpha Agape Gopalai, Blood Pressure Measurement from Photo-plethysmography to Pulse Transit Time, *IEEE Conference on Biomedical Engineering and Sciences.*
DOI : 10.1109/IECBES.2014.7047550

[14] Barschdorff & Zhang. (1994). Respiratory Rhythm Detection With Photoplethysmo-graphic Methods, *Proceedings of 16th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 912-913.
DOI : 10.1109/IEMBS.1994.415209

[15] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi. & T. Togawa. (2000). Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration, *Medical & Biological Engineering & Computing, 38(5)*, 569-574.
DOI : 10.1007/BF02345755

[16] J. E. Naschitz et al. (2004). Pulse Transit Time by R-Wave-Gated Infrared Photoplethysmography: Review of the Literature and Personal Experience, *Journal of Clinical Monitoring and Computing, 18(5)*, 333-342.
DOI : 10.1007/s10877-005-4300-z

[17] J. I. Ko et al. (2007). Compensation of Error in Noninvasive Blood Pressure Measurement System Using Optical Sensor, *Journal of biomedical engineering research, 28(2)*, 178-186.

김 선 칠(Seon-Chil Kim) [정회원]

· 2003년 2월 : 고려대학교 의료정보기기학과 (공학석사)
· 2009년 2월 : 경북대학교 의료정보학과 (의료정보학박사)
· 2003년 3월 ~ 2015년 8월 : 대구보건대학교 방사선과 교수
· 2015년 9월 ~ 현재 : 계명대학교 의용공학과 교수
· 관심분야 : 방사선 차폐, 의료기기, 의료정보
· E-Mail : chil@kmu.ac.kr

조 성 현(Sung-Hyoun Cho) [정회원]

· 2010년 8월 : 대구대학교 물리치료학과 (이학석사)
· 2013년 8월 : 대구대학교 물리치료학과 (이학박사)
· 2014년 3월 ~ 현재 : 남부대학교 물리치료학과 교수
· 관심분야 : 심장호흡재활, 운동생리학, 의료기기
· E-Mail : geriatricpt1@gmail.com