

광전용적맥파와 융합 알고리즘 보정을 위한 혈압 영향인자 상관관계 분석

김선철
계명대학교 의용공학과 교수

Analysis of Blood pressure influence factor Correction for Photoplethysmography Fusion Algorithm Calibration

Seon-Chil Kim

Division of Biomedical Engineering, Keimyung University

요 약 혈압측정은 오랜 시간동안 외부압력을 이용하여 혈관 압력 대응값으로 계산해왔다. 최근 측정 장비의 소형화와 의료네트워크 기술의 발전으로 개인 건강관리시스템의 활성화로 인해 간단한 센서로 혈압을 연속적이며 실시간 측정이 가능한 환경을 요구하고 있다. 본 연구에서는 광전용적맥파를 적용하고 맥파전달시간을 이용하여 혈압을 추정하고자 한다. 기존 방식은 신체 변수값 등으로 개인 오차를 줄여 측정하는 알고리즘을 사용하고 있으나, 광전용적맥파의 분석과 맥파전달 시간의 적용방법에 따라 정확도가 떨어진다. 본 연구에서는 기존 수축기 혈압을 이용하여 혈압을 유추하는 융합적인 방법을 선택하여 적용하였다. 그리고 광전용적맥파 자체로만 혈압 추정이 가능하게 구성하여 초소형 혈압측정시스템을 만드는데 필요한 융합알고리즘을 제공하고자 하였다. 그 결과 수축기혈압과 광전용적맥파의 최대, 최소 주기간격을 이용하여 혈압 추정 융합 알고리즘의 가능성을 상관관계로 분석하였다.

주제어 : 융합 알고리즘, 심전도, 광전용적맥파, 혈압, 맥파전달시간

Abstract The blood pressure measurement is calculated as a value corresponding to the pressure of the blood vessel using the pressure from the outside for a long time. Due to the recent miniaturization of measurement equipment and the ICT combination of personal healthcare systems, a system that enables continuous and real-time measurement of blood pressure with a sensor is required. In this study, blood pressure was measured using pulse transit time using Photoplethysmography. In this study, blood pressure was estimated by using systolic blood pressure. And it is possible to make measurement only with PPG itself, which can contribute to making a micro blood pressure measuring device. As a result, systolic blood pressure and PPG's S1-P and P-S2 were used to analyze the possibility of blood pressure estimation.

Key Words : Convergence Algorithm, Electrocardiogram, Photoplethysmography, Blood Pressure, Pulse Transit Time

1. 서론

최근 의료기술의 발달은 측정 및 검사장비의 소형화와 사용자의 접근성을 높이는 방향으로 개선되고 있다.

그 중 손목형 혈압계가 가장 대표적인 예이다. 밴드형태의 손목형 혈압계는 크기가 작고, 상시 착용과 연속측정이 가능하여 스마트폰과 연계하여 편리하게 생체정보를 보여주고 있다. 요즘 개인의 식습관과 생활 방식의 변화

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

Received December 19, 2018

Accepted February 20, 2019

Revised February 1, 2019

Published February 28, 2019

로 건강관리에서 가장 관심 있는 부분이 심혈관 질환이므로 이러한 측정 장비의 수요는 점차 늘어가고 있는 추세이다[1]. 고혈압은 심혈관 질환의 가장 큰 원인이며, 전세계 성인의 25% 정도가 고혈압 환자로 추정하고 있다[2-4]. 따라서 일상생활의 건강관리 항목 중 혈압 측정은 매우 중요하며, 고령사회의 개인건강관리 항목에서도 매우 중요한 지표로 사용되고 있다. 고혈압 환자의 실시간 혈압정보 제공을 위한 휴대용 혈압측정기 개발은 지속적으로 이루어지고 있다[5,6].

기존의 혈압측정 방식은 상완에 공기 가압(Cuff)방식을 사용하고 있으나, 측정정보가 연속적이지 못하고 휴대가 어렵다[7,8]. 따라서 비 침습적으로 혈압을 측정할 수 있는 소형 측정기에 관심을 모으고 있다[9]. 비 침습적인 방법 중에 무구속적인 방법으로 측정이 가능한 알고리즘으로는 PPG (Photoplethysmograph, 광전용적맥파)를 이용하는 방법을 많이 사용하고 있다[10]. 기존 연구에서는 심전도(Electrocardiogram, ECG)와 PPG를 이용하여 PPT(Pulse Transit Time, 맥파전달시간)를 측정하여 혈압을 추정할 수 있다[11]. 그러나 이 방법은 ECG에서 측정된 R-peak와 PPG의 용적 맥파의 크기가 최고점인 P-peak 사이의 시간 차이를 계산하는 방식으로 실시간 요인과 알고리즘의 차이에 따라 측정 정확도가 떨어지는 경향이 있어 보정기술을 요구한다[12].

본 연구에서는 일정 길이에 한정된 혈관에서 측정된 PPG를 이용하여 혈압을 추정하고자 한다. 이때 기존 공기 가압 방식의 혈압값을 기준으로 PPG 추정 혈압값과 비교 분석하여 PTT의 상관관계를 연구하고자 한다. PTT를 측정하기 위해 PPG를 분석하여 수축기 혈압(SBP: Systolic Blood Pressure)과 이완기 혈압(DBP: Diastolic Blood Pressure)의 연관성을 알아서 전체 PPG의 단순 간격을 통해 PTT 차이를 SBP와 DBP 중 하나와 연계하여 추정할 수 있다고 가정하였다. 이 가정을 알고리즘으로 증명할 수 있으면 반복적인 측정을 통해 오차를 줄일 수 있는 효과와 신체정보를 입력하는 대신 기존 SBP나 DBP를 통해 추정 혈압값을 얻을 수 있다. 특히 SBP, DBP 중 통계적 분석으로 관계를 유추하고 상수값으로 변환할 수 있다면 알고리즘 계수도 얻을 수 있다.

이를 통해 최근 사용되는 손목형 혈압계의 정확성을 높이는 방안을 제시하고자 한다.

2. 연구방법

ECG 파형을 혈압 간접 측정방식에 적용하지 않고 PPG 파형의 특성을 이용하여 SBP, DBP 측정을 위한 PTT를 도출하고자 한다. 또한 PTT가 기존 공기 가압 방식의 측정 혈압값과 어떤 상관관계가 있는지 도출하면 PTT 혈압 추정 알고리즘을 구현할 수 있다. 먼저 심장박동에 의해서 발생된 맥동성 압력파를 신체 말단 모세혈관까지 전달되므로, 이때 PPG 센서를 이용하여 광전신호를 획득하는 방식인데, 혈류량의 변화에 따라 적색광의 광전량을 검출하여 신호를 분석할 수 있다. 이때 전완의 센서 측정 위치 간격을 1.5cm 이내로 설정하여 두 개의 센서로 PPG의 변화를 10회 측정하여 평균값을 도출하였다.

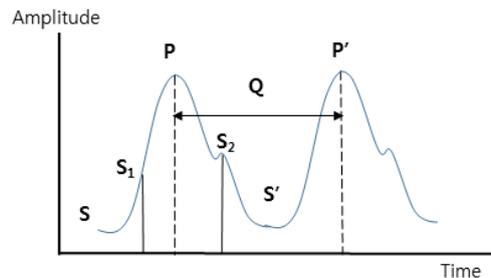


Fig. 1. Characteristics of PPG waveform

Fig. 1.에서와 같이 PPG의 주기는 Q, 혹은 S와 S' 간격으로 가정할 수 있으며, P, P'는 말초혈관 압력과 용적률이 최대일 경우에 해당된다. 결과적으로 심실이 수축을 시작하는 시기는 S₁으로 추정할 수 있다. 따라서 심실수축시기와 수축 최고점(P)과 수축과 확장이 끝나는 S'를 이용하여 Q를 적용하면 일정 거리 이내에서 PTT를 산출할 수 있다. S₁은 심장수축이 급격히 이루어지는 시점이며, S₂는 심장 확장이 최대가 되어 다시 혈류량이 급격히 떨어지는 시점으로 해석할 수 있다. 따라서 S₁과 S₂의 PTT를 이용하면 수축과 이완의 혈압 측정값을 추정할 수 있다.

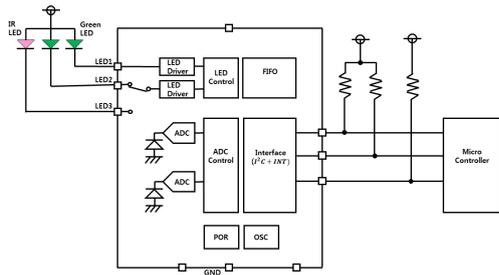


Fig. 2. PPG Measurement circuit

PPG 를 측정할 수 있는 하드웨어는 센서모듈과 증폭, 변환, 신호전송부로 구성되어 있다. 측정부인 센서는 적외선 발광, 수광 다이오드를 이용하여 반사형 광전용적맥과 측정회로를 Fig. 2 와 같이 구현하였다. 두 개의 채널을 이용하여 20개 이상의 PPG 파형 Sampling 을 통해 필터링하였으며, 64Hz 주파수에서 측정시간은 30sec 이내로 하였고 PTT 는 미분 필터링을 통해 피크값을 정했다. 성인 8명을 대상으로 오전 11시에 안정된 상태에서 측정실험을 하였다. 기존 혈압과 ANSI(American National Standards Institute) /AAMI(Association for The Advancement of Medical Instrumentation) 기준을 만족하는 일반 자동 혈압기 (ACCUNIQ BP210)를 이용하여 측정하였다[13].

PPG 시스템을 이용하여 PTT 를 10회 측정 후 평균값을 계산하였다. 또한 측정은 일정 반복구간, 10회에서 20회를 지정하게 하여 오차를 최소화하였다. 두 개의 채널의 재현성을 고려하기 위해 길이와 위치는 대상자마다 일정하게 고정하였으며, 측정 센서의 간격은 1.5cm 으로 Fig. 3 과 같이 측정하였다.



Fig. 3. PPG Measurement method



Fig. 4. PPG Measurement display

PPG 측정시스템을 이용하여 구현된 화면은 Fig. 4와 같다. 화면에서는 혈압과 PTT의 상관관계를 알아내기 위해 안정된 간격으로 연속적으로 재현성을 유지하는 PPG 형태만 자동 추출하여 피크 간의 시간 차이를 반복 측정하였다. 측정오차를 줄이기 위해 구간 반복측정을 연속으로 구현하여 평균 PTT 를 추출하였다. SBP 와 DBP 는 순환측정방법으로 동일 시간동안 반복하여 PTT 의 값을 각각 산출하여 기존 알고리즘에 적용하였다. Moens-Korteweg 의 공식에서 SBP 와 DBP 는 PTT 와 반비례 관계에 있다. 여기서 유도된 식은 아래와 같다 [14].

$$DBP = \frac{SBP_0}{3} + \frac{2DBP_0}{3} + A \ln \left(\frac{PTT_{w_0}}{PTT_w} \right) - \left(\frac{(SBP_0 - DBP_0)}{3} \times \frac{PTT_{w_0}^2}{PTT_w^2} \right)$$

$$SBP = DBP + (SBP_0 - DBP_0) \frac{PTT_{w_0}^2}{PTT_w^2}$$

공식에서 유도된 내용을 토대로 기존 혈압 측정값 SBP₀, DBP₀ 와 PTT 를 센서간의 거리(D) 와 S1 과 S2 를 적용하면 다음과 같은 식으로 유도할 수 있다.

$$DBP = \frac{\left(\frac{1}{PTT_{s_1}} \right) \cdot \left(\frac{1}{PTT_{s_2}} \right)}{P_1 - SBP_0 \left[P_1 \cdot \left(\frac{1}{PTT_{s_0}} \right) \right]} + \frac{D}{t - t_0}$$

$$SBP = DBP_0 + \frac{\Delta(DBP_0 - SBP_0) \cdot D}{(P_1 - DBP_0)} \cdot \frac{1}{PTT_{s_1}}$$

따라서 수축기 혈압과 이완기 혈압을 다음과 같은 관계로 유도할 수 있다.

$$DBP = \left(\frac{1}{\frac{PTT_{s_1}}{P_1 - SBP_0}} \right) + \left(\frac{D}{t - t_0} \right)$$

$$SBP = DBP + \left(\frac{\Delta(DBP_0 - SBP_0) \cdot D}{(P_1 - DBP_0)} \right) \cdot \frac{1}{PTT_{s_1}}$$

따라서 기존 혈압계로 측정된 혈압값과 PTT (SBP, DBP, S₁-P, P-S₂)의 회귀모델을 구현하여 상관관계를 추출하여 재현성을 유지하는 유추된 혈압측정값을 제안하고자 한다.

3. 결과

공기가압 방식으로 측정된 혈압과 광전용적맥파를 사용한 PTT 값을 Table 1 과 같이 제작된 PTT 센서 디바이스에서 정량적 수치로 측정되었다. 대상자 중 SBP, DBP 가 120/80 에서 5% 안에 있는 피험자의 PTT 측정값은 평균 196.15±0.12 ms 였다.

Table 1. Results of PTT measurement (n=8, D=1.5cm)

| | AGE | SEX | SBP/DBP (mmHg) | PTT (ms) |
|---|-----|-----|----------------|----------|
| 1 | 29 | M | 125/83 | 192.24 |
| 2 | 26 | M | 114/76 | 199.25 |
| 3 | 26 | F | 127/85 | 189.78 |
| 4 | 28 | M | 113/75 | 202.24 |
| 5 | 24 | F | 127/85 | 182.45 |
| 6 | 21 | F | 110/78 | 210.23 |
| 7 | 49 | M | 140/98 | 162.68 |
| 8 | 52 | M | 138/92 | 175.54 |

측정 결과 PTT 의 움직임은 혈압이 높을수록 낮아지는 경향을 뚜렷이 보였다. 여기서 SBP, DBP 를 구분하기 위해서 PPG 의 측정을 S₁-P 를 수축기 적용하였고, P-S₂ 를 이완기로 대입하여 상관관계를 분석하였다.

Table 2. Results of PTT Analysis (n=10, D=1.5cm)

| | SBP (mmHg) | DBP (mmHg) | S ₁ -P(ms) | P-S ₂ (ms) |
|----|------------|------------|-----------------------|-----------------------|
| 1 | 110 | 70 | 125.80 | 61.12 |
| 2 | 112 | 70 | 133.50 | 65.75 |
| 3 | 115 | 73 | 127.15 | 62.63 |
| 4 | 120 | 80 | 135.50 | 66.24 |
| 5 | 120 | 85 | 122.15 | 67.21 |
| 6 | 120 | 90 | 124.85 | 69.15 |
| 7 | 123 | 92 | 121.52 | 64.15 |
| 8 | 125 | 92 | 125.15 | 65.47 |
| 9 | 125 | 92 | 130.06 | 66.35 |
| 10 | 127 | 95 | 128.61 | 64.93 |

정상 범위 내에 있는 25세 미만의 남자 10명을 대상으로 기존 혈압 측정값에서 다시 정상 범위 내에 있는 측정값에서 PPG 를 분석하면 Table 2 와 같다. 여기서 제시된 PTT 의 분석을 통한 SBP 와 DSP 의 회귀분석을 통한 상관관계는 Table 3, Fig. 5 와 같이 분석할 수 있다. DSP, SBP 를 함께 분석하는 경우 다중공선성이 존재하며, VIF 값이 커서 통계적 의미가 없기에 독립변수를 SBP 하나만 두고 와 S₁-P, P-S₂, PTT 의 회귀분석을 통해 독립변수 간의 상관관계를 분석하였다.

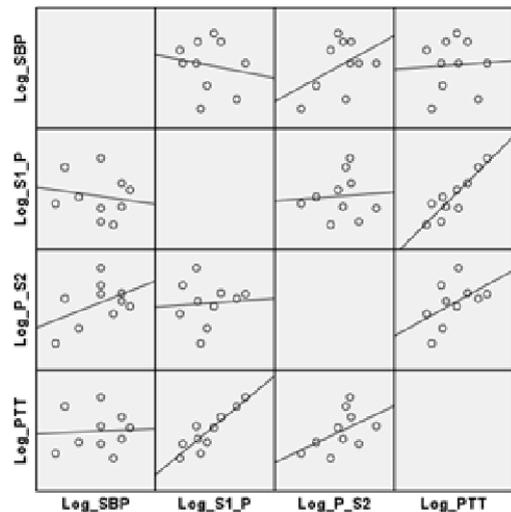


Fig. 5. Associations of PTT with SBP, S₁-P, P-S₂

Table 3. Associations of PTT with SBP, S₁-P, P-S₂ by multiple linear regression analyses

| Variables | Unstandardized Coefficients | | Standardized Coefficients | Partial R ² | t | p-value |
|-------------------|-----------------------------|------------|---------------------------|------------------------|---------|---------|
| | B | Std. Error | Beta | | | |
| (constant) | 0.283 | 0.004 | - | - | 76.654 | 0.000 |
| SBP | -0.004 | 0.001 | -0.007 | -0.826 | -3.583 | 0.012 |
| S ₁ -P | 0.658 | 0.001 | 0.864 | 1.000 | 514.778 | 0.000 |
| P-S ₂ | 0.344 | 0.001 | 0.446 | 1.000 | 239.387 | 0.000 |

회귀분석을 실시한 결과 F=125339.921(p=0.000)로 나타났다 R² 값은 1.000으로서 종속변수와 독립변수간의 영향관계가 있었다. PTT 측정값에 영향을 미치는 요인은 SBP, S₁-P, P-S₂(p<0.05) 로 유의한 영향력을 미치는 것으로 나타났으며, 영향력의 크기는 SBP(베타= -0.004), S₁-P(베타= 0.658), P-S₂(베타= 0.344)로 나타났다. 따라서 SBP 는 다음과 같은 PTT 측정 변수의 식으로 상관관계를 유추할 수 있다.

$$PTT(SBP) = 0.283 + (-0.004)(\log SPT) + (0.658)(\log S_1P) + (0.344)(\log PS_2)$$

따라서 기존 측정 SBP 값과 PTT 로 유추한 SBP 는 거의 같았으며, 유추과정에서 결과 식처럼 오차를 줄이기 위한 신체정보 대신에 기존 혈압값으로도 유사한 혈압값을 도출하는 것이 가능하다.

4. 고찰

혈압을 공기가압의 구축방식이 아닌 소형 센서의 무구속 방식의 실시간 혈압측정은 PPG 의 분석만으로 측정이 가능하다. 기존에 ECG 와 PPG 를 동시에 이용한 것은 심장수축을 기준으로 증가한 혈류량의 변화를 PPG 에서 측정점을 연결하여 측정지점까지 도달하는 지연시간을 PTT 로 측정하기 때문에 두개의 측정지점이 필요하다[15]. 맥파전파속도(PWV ; Pulse Wave Velocity)로 측정하는 경우도 있는데, 거리가 일정하고 동일한 데이터의 재현성이 유지된다고 가정하고 심수축 맥파의 전달시간을 환산하는 방식이며, PTT 와는 반비례 관계를 가지고 있다[16]. 측정 오차를 최소화하기 위해 구간반복 측정과 신체변수 값을 입력이 필요하다. 따라서 PTT 는

PWV 의 감소와 증가를 반영하는 지표로 활용할 수도 있다.

본 연구에서는 두 개의 센서로 일정 거리에서 PTT 를 바로 구하였고, 기준점으로 생각했던 ECG 의 R-S 값 대신에 기존 혈압값을 입력하여 신체 변수값을 대신하는 방법을 선택하였다. 그러나 상관관계 분석과 같이 독립변수에서는 SBP, S₁-P, P-S₂ 의 상관관계가 있게 나타났다. 기존 연구에서와 같이 PTT, PWV 를 직접 구하는 방법에는 개인차에 의한 체중, 팔길이 등에 영향을 받는다 [17]. 이러한 오차를 줄일 수 있는 방법은 변동 요소인 신체 변수값 즉, 체중, 체지방, 팔길이, 나이, 성별 등을 입력하여야 하는데[18], 기존 혈압값으로 신체 변수값을 줄이는 방법을 제시하였다.

본 연구에서는 측정값 계산 알고리즘을 최소화하여 혈압을 추정할 수 있는 방법을 제시하였다. 생체 센서로 측정할 수 있는 요소들을 분석하여 측정값을 제시하는데, 이 과정에서 오차를 최소화하는 연구가 지속되고 있다. 따라서 PTT 측정값 이외도 ECG 와 PWV 를 이용하여 혈압을 유추할 수 있으나, PPG 의 분석 연구도 매우 중요한 부분이다. 이러한 초소형 실시간 혈압측정은 지속적인 심혈관 건강관리가 가능하여 앞으로 개인 건강관리에 중요한 역할을 수행할 것이다.

5. 결론

혈압측정은 매우 중요한 생체정보 측정 행위이다. 사용자의 접근성, 편리성도 중요하지만, 무엇보다 데이터의 정확성과 유효성이 중요한 과제이다. 특히 표준 측정방식인 공기가압 방식의 혈압 측정값과 동일한 값을 표현하지 못한다면 초소형 개발은 사실상 의미가 없다. 본 연구는 측정값의 오차를 줄이기 위해 PPG 를 통해 단계별

PTT 를 분석하여 S_1 -P, P- S_2 를 측정하였고 기존에 측정할 수축기 혈압과의 상관관계를 회귀 분석하여 관계식을 유도하였다. PTT 측정값에 미치는 영향은 SBP(베타 = -0.004), S_1 -P(베타= 0.658), P- S_2 (베타= 0.344)로 나타났다. 따라서 기존 혈압값과 두 개의 변위점의 PTT 값으로 혈압을 유추할 수 있었다. 그 결과 신체 변수값의 입력 대신에 기존 혈압값을 입력으로 오차를 줄일 수 있는 이 가능해졌다.

REFERENCES

- [1] A. Onta, K. Ceyhan K, O. Basar, B. Erer, S. Tobrak, V. Sansoy. (2002). Metabolic syndrome: major impact on coronary risk in a population with low cholesterol levels: a prospective and cross-sectional evaluation. *Atherosclerosis*, 165(2), 285-292.
DOI : 10.1016/S0021-9150(02)00236-8
- [2] S. Lim. H. K. Lee. K. S. Park. & S. I. Cho. (2005). Changes in the characteristics of metabolic syndrome in Korea over the period 1998~2001 as determined by Korea national health and nutrition Examination Surveys. *Diabetes Care*, 28(7), 1810-1812.
DOI : 10.2337/diacare.28.7.1810
- [3] 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
- [4] W. H. Choi, Y. M. Seo, M. Y. Jeon & S. Y. Choi (2018). Convergence Study on the Comparison of Risk Factors for Dyslipidemia by Age and Gender: Based on the Korea National Health and Nutrition Examination Survey(2013~2015year), *Journal of the Korea Convergence Society*, 9(10), 571-587.
DOI :10.15207/JKCS.2018.9.10.571
- [5] 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
- [6] E. J. Jung, J. C. Kim, H. I. 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(3), 13-18.
DOI :10.15207/JKCS.2017.8.1.013
- [7] J. M. Bruner. (1984). Automated indirect blood pressure measurement a point of view. *Medical Instrumentation*, 18(2), 143-145.
- [8] K. W. Chan. & Y. T. Zhang. (2001). Noninvasive and cuffless measurements of blood pressure for telemedicine. *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 3592-3593.
DOI : 10.1109/IEMBS.2001.1019611
- [9] J. V. Egmond. M. Senbos & J. F. Crul . (1985). Invasive v. non-invasive measurement of arterial pressure : comparison of two automatic methods and simultaneously measured direct intra-arterial pressure, *British Journal of Anaesthesia*, 57(4), 434-444.
DOI : 10.1093/bja/57.4.434
- [10] H. 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
- [11] K. Meigas, R. Attai & J. Lass. (2001). Continuous blood pressure monitoring using pulse wave delay, *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 25-28.
DOI : 10.1109/IEMBS.2001.1019495
- [12] J. H. Kim, M. C. Whang & K. C. Nam. (2008). Development of continuous blood pressure measurement system using ECG and PPG, *Korean Journal of the Science of Emotion & Sensibility*, 11(2), 235-244.
- [13] E. O'Brien. J. Petrie. W. Littler . M. D. Swiet. P. L. Padfield. D. G. Altman, M. Bland, A. Coats & N. Atkins. (1993). The british hypertension society protocol for the evaluation of blood pressure measuring devices. *Journal of Hypertension*, 11(2), 543-562.
- [14] M. Kachuee. M. M. Kiani. H. Mohammadzade. M. Shabany. (2015). Cuff-less high-accuracy calibration-free blood pressure estimation using pulse transit time, *2015 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 24-27.
DOI : 10.1109/ISCAS.2015.7168806
- [15] Y. G. Gil. (2013). *Development of model for blood pressure estimation using Multiple Bio-Signal and a real-time monitoring system based on IPv6*. Doctoral dissertation. Busan University, Busan.
- [16] M. Nitzan. B. Khanokh & Y. Slovik. (2001). The

difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography. *Physiological Measurement*, 23(1), 85-93

DOI : 10.1088/0967-3334/23/1/308

- [17] S. M. Lee, E. K. Park, I. Y. Kim. & S. I. Kim. (2005). An estimating method for systolic blood pressure by using pulse transit time and physical characteristic parameters, *The Institute of electronics Engineers of korea*, 42(3), 41-46.
- [18] P. A. Shaltis. A. Reisner. & H. H. Asada. (2006). Wearable, cuff-less PPG-based blood pressure monitor with novel height sensor. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 908-911.
DOI : 10.1109/IEMBS.2006.260027

김 선 칠(Kim, Seon Chil)

[정회원]



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