

심장 치료 전후의 혈압 측정 인자의 변화에 관한 연구

최원석*

금오공과대학교 의료산업 혁신대학사업

A Study on the Changes of Blood Pressure Measurement Factors Before and After Heart Treatment

Wonsuk Choi*

HuStar, Kumoh University

요 약 상완 수축기 혈압과 맥압은 50세 이상의 개인에서 심혈관 질환의 예측 인자이다. 강성이 증가함에 따라 수축기 후기의 반사 진폭과 압력이 증가하여 좌심실 부하와 심근 산소 요구량이 증가한다. 따라서 강성이 혈압에 미치는 영향을 연구 할 필요가 있다. 본 연구에서는 약물 복용 전후에 혈압 맥파를 측정하고, 심부전 환자에서 심근 심장 이식 전후에 혈압 맥파를 측정하였다. Windkessel 모델의 R, L 및 C 구성 요소 간의 상관관계는 혈압을 높임으로써 추정되었다. 커브 피팅 방법을 사용하여 Windkessel 모델의 매개 변수를 모델링 한 결과 혈압의 증가와 수축기 상승 시간의 감소는 RLC Windkessel 모델의 L 성분이 증가했기 때문이다. 혈관의 다양한 기계적 특성 중에 높은 BP 파형에 영향을 미치는 가장 중요한 매개 변수는 실험결과로 이너턴스인 것을 증명하였다.

• 주제어 : 혈관압, 윈드케슬 모델, 고혈압, 탄성, 관성

Abstract The brachial systolic blood pressure and pulse pressure are the predictors of cardiovascular disease in individuals over 50 years of age. As the stiffness increases, the reflex amplitude and pressure in the late systole increase, resulting in an increase in left ventricular load and myocardial oxygen demand. Therefore, it is necessary to study how stiffness affects blood pressure. In this study, the blood pressure pulse waves were measured before and after taking the drug, and the blood pressure pulse wave was measured before and after myocardial heart transplantation in patients with heart failure. The correlation between R, L, and C components of the Windkessel model was estimated by increasing blood pressure. As a result of modeling the parameters of the Windkessel model using the curve fitting method, the increase in blood pressure and decrease in systolic rise time were due to the increase in the L component in the RLC Windkessel model. Among the various mechanical characteristics of blood vessels, the most important parameter affecting high BP waveform is the inertance.

• Key Words : Vascular pressure, Windkessel model, Hypertension, inertance, compliance

Received 22 April 2021, Revised 15 June 2021, Accepted 29 June 2021

* Corresponding Author Wonsuk Choi, Office of Huster Medical Industry Innovation University Project, Kumoh University, 61, Daehakro, Gumi, Gyeongbuk, Korea. E-mail: wsjesus@kumoh.ac.kr

I. 서론

중년기는 점차적으로 생리적 기능이 감소하기 시작하여 만성 질환이 증가하는 시기이므로 현대사회에서 중년층의 건강문제는 개인적 차원뿐만 아니라 사회적으로도 중요성을 띠는 문제라고 할 수 있다.

혈압의 지속적인 관리를 위하여 혈류모델을 이용하여 연속 측정을 위한 많은 연구가 진행되어 왔다. 혈압은 대동맥의 컴플라이언스(compliance)와 말초 혈관 저항, 혈액 관성(inertia, 이너턴스)에 따라 혈압이 달라진다. 심장에서 흘러나오는 모든 혈액은 대동맥에서 말초 혈관계를 통해 모세관에 도달한다. 건강한 혈관 시스템에서는 대동맥과 동맥은 이완기 단계와 수축기 단계에서 혈액이 심장을 드나들 수 있도록 탄력적으로 탄성을 내야 한다. 혈관 시스템의 특성은 Windkessel 모델에서 전류원 혹은 전압원의 형태에 유추하여 공식화하였다.

초기 Windkessel 모델은 두 가지 요소를 가지고 있으며 동맥계로 혈액을 펌핑하는 흐름의 원천으로서 심장을 나타내고 심장은 말초 혈관 저항과 동맥 컴플라이언스의 두 가지 요소로 구성하였다[1].

RC Windkessel 모델에서, 저항과 컴플라이언스가 대동맥 입력으로 사용되면, 대동맥과 다른 파형을 발생한다[2]. RC Windkessel 모델의 약점을 극복하기 위한 모델로 혈액의 특성 임피던스와 관성을 RC Windkessel 모델에 첨가하여 구조를 수정하였다[3-7]. 이러한 수정된 모델에서 혈압, 유량, 말초 저항, 동맥 컴플라이언스 및 혈액 관성은 각각 전기 전압, 전류, 전기 저항, 커패시턴스 및 자기 인덕턴스에 대응한다. 특성 임피던스는 Windkessel 모델의 동맥 시스템의 파동 이동 모양새와 연관이 있다.

반면, 고혈압은 혈관의 노화와 관계가 있으며, 혈관의 노화과정에서 동맥 컴플라이언스는 감소되고, 동맥벽의 강성이 증가할수록 점도가 증가하고, 동맥벽의 반경이 감소하기 때문에 말초 저항성을 증가한다[8]. 이 경우 혈관의 컴플라이언스와 이너턴스는 유량에서 중요한 역할을 한다. 또한, 노화과정에서 수축기 상승 시간(Systolic Rising Time)과 혈압의 최고 위치에 영향을 미친다. 왜냐하면 혈압의 모양 특성은 연령에 따른 동맥 경도 증가에 영향을 받기 때문이다[8-11]. 젊은 피험자에게서 급격한 상승 시간과 혈압의 최고 위치를 발견하였다[9]. 일반적으로 나이가 들어감에 따라 동맥

벽의 경도(stiffness)는 증가하고 점도도 증가하며 동맥벽의 반경은 감소한다[7]. 동맥의 경도가 증가함에 따라 동맥 컴플라이언스는 감소한다. 말초 저항은 점도가 증가함에 따라 증가하고 혈액 이너턴스는 동맥벽의 반경이 감소함에 따라 감소한다. 결과적으로 나이가 들면 동맥 컴플라이언스와 혈액 이너턴스는 감소하고 말초 저항이 증가한다[13].

그러나 나이가 들어감에 따라 혈압이 증가하게 되는데, 이를 물리적으로 해결하기 위하여서 수술이나 혹은 약물 치료를 받게 되는데 이에 따른 외과적인 논문은 다수 발견할 수 있으나 치료 전후의 Windkessel 모델의 RLC 변화에 대한 연구는 이루어 지지 않은 상황이다. 본 연구에서는 치료 전후의 RLC Windkessel 모델 소자의 거동을 조사하였다. 심부전 환자의 심장 이식과 고혈압 환자의 약물 복용 전후의 혈압 파형을 커브 피팅하여서 Windkessel 모델의 파라미터를 구하고 이들 파라미터의 조합으로 R, L, C 를 비교하였다. R,L,C로 구성된 등가 회로를 시뮬레이션 하여 SRT를 구하고 진폭(Amplitude)을 구하였다. 소자와 SRT, 진폭의 관계를 추정하였다. 본 연구를 기반으로 심장이 상이 있는 환자를 포함하여 Windkessel 모델의 변수들을 추정하여 스마트워치와 같은 신체 부착형 헬스케어 기기의 혈압 파형 분석에 적용하여서 실시간으로 혈압의 판별에 활용하기 위하여 연구를 수행하였다.

II. 연구 방법

인간의 심혈관 시스템을 전기회로 조건으로 설명하는데 Windkessel 모델이 이용이 된다. 그 모델은 동맥에서의 혈류와 혈압을 수학적으로 모델화 하였다. 동맥 혈류는 파이프를 통해서 유체의 흐름으로 모델링되어진다. Windkessel 모델의 가장 간단한 형태는 말초 저항과 컴플라이언스를 저항 $R(R \text{ in mmHg.s/mL})$ 과 커패시턴스 $C(C \text{ in mL/mmHg})$ 로 그림 1과 같은 모델화 된다. 심실에서 동맥으로의 혈류는 사인파(Sinusoidal) 전기 전류파형으로 분석되고 동맥 압력 파형은 시변전위(Time varying electrical potential) $P(t)$ 로 모델링된다. 실제로 동맥 혈류 커브를 관찰하여 보면 이완기 기간 동안 상완 동맥에서 박동 혈류(pulsatile flow)에서 파동 반사에 의해 두번 맥박이 있는 중박(dicrotic) 현상이 관찰된다. 그러나 그림 1의 RC 모델은 이완기 혈압에서 나타나는 이러한 중박 현상이 있는 혈압을 표현할 수

없는 구조이다.

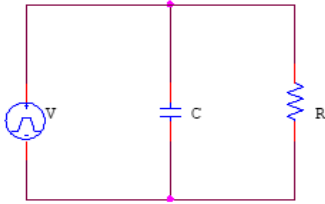


Fig. 1. RC Windkessel Model

그러므로 좌심실 수축 시 분출 되는 혈류에 의해 혈관에서 이러한 중복 맥파의 파동을 발생할 수 있는 모델링이 필요하다. 이러한 모델이 완성되면 이를 이용하여 혈관 외에서 측정되는 중복 파형부터 혈관의 파라미터들을 보다 정확하게 추정하는데 사용할 수 있을 것으로 예상된다. 이러한 혈관의 모델 등가회로를 구현하기 위하여서는 두개의 서로 다른 커패시턴스와 인덕턴스, 저항을 등가 회로로 구성해야 한다. 그 구성 예가 그림 2이다. V_s 는 심장 소스이고 C_1 와 C_2 는 각각 측정지점 전후의 컴플라이언스 나타내며, L 은 혈류의 질량에 의해 나타나는 인덕턴스이고, R_a 는 혈관의 유체 저항 R_p 은 모세혈관계(capillary)의 유체 저항을 나타낸다.

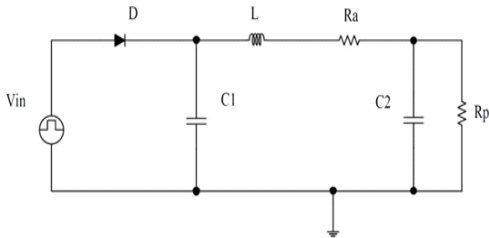


Fig. 2. RLC Windkessel Model

이 모델로부터 RLC 추정 수식은 위 회로망에서 전압 전류 마디방정식을 도출한 다음 상태변수 풀이 과정을 거쳐 얻을 수 있으며 해석에 의해 얻은 결과는 다음과 같다. 수식 (1)은 출력단의 혈압 $V_1(t)$ 를 나타낸다. 여기서 a_1 과 a_2 는 측정된 파형으로부터 얻을 수 있는 감쇠계수이고, β_1 과 β_2 는 각각 실측한 수축기 혈압과 이완기 혈압에 의해서 결정된다. P_0 는 초기치에 의해 결정되는 상수 값이다. (1)의 계수의 값을 결정하기 위하여서 실측에서 얻은 파형에서 시간과 파형값을 행렬식으로 만들고 MATLAB을 이용하여서 혈압 수식을 만족하는 모델 파형을 얻는다. 즉, n개의 지점의 값을

샘플링 하였고 이를 만족할 수 있게 커브 피팅하여서 그림 3에서 보인 원파형에 매우 근접한 파형을 그림 4를 얻는다. 회로망의 해석결과 밝혀진 회로 소자들의 상호 관계에 의해 나타나는 전기적인 수학적식은 다음과 같다. 파형 방정식에 대한 추정된 RLC 파라미터들의 값은 표 1에 제시한다.

$$V_1(t) = \beta_1 e^{-\alpha_1 t} + \beta_2 e^{-\alpha_2 t} \cos(\omega t - \phi) + P_0 \quad (1)$$

$$a_2 = \frac{R_a}{L} + \frac{1}{RC_2}, \quad (2)$$

$$a_1 = \frac{R_a}{RLC_2} + \frac{1}{LC_2} + \frac{1}{LC_1},$$

$$a_0 = \frac{1}{LRC_1C_2}$$

$$a_2 = \alpha_1 + 2\alpha_2, a_1 = 2\alpha_1\alpha_2 + \alpha_2^2 + \omega^2, \quad (3)$$

$$a_0 = \alpha_1(\alpha_2^2 + \omega^2)$$

$$C_1 = \frac{a_2 a_1 - a_0}{a_2 a_0} \frac{1}{R}, C_2 = \frac{1}{a_2} \frac{1}{R}, \quad (4)$$

$$L = \frac{a_2^2}{a_2 a_1 - a_0} R$$

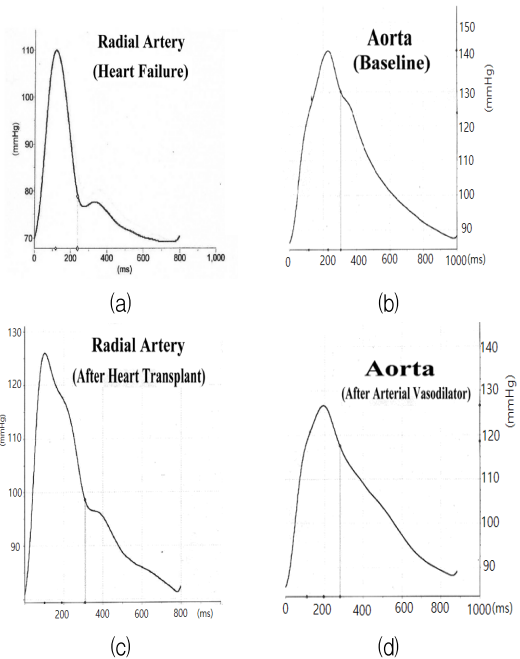


Fig. 3. (a) Pre-operative and post-cardiac surgery for heart failure patients, (c) Waveforms of nocturnal blood pressure, (b) waveforms for aortic blood pressure in hypertensive patients, and (d) waveforms for blood pressure after drug treatment [12]

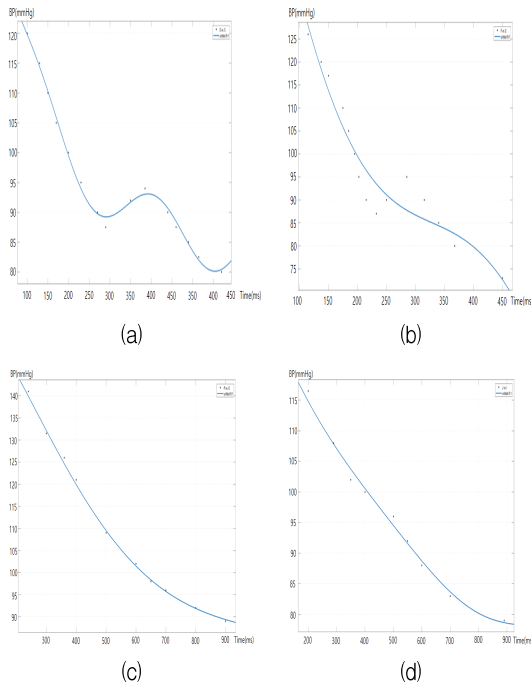


Fig. 4. Graphs with curve fitting using Matlab in Figure 3

실제 혈압파형을 모델링하기 위해 RLC Windkessel 모델을 사용하여 매개 변수를 추출한 다음 특정 매개 변수의 변화가 혈압에 미치는 영향을 조사하는 것이 중요하다. 그림 3은 심부전 환자에 대한 수술 전후의 혈압과 약물 치료 전후의 혈압에 대한 커브이다. 상기 그래프의 X, Y축 데이터를 추출하고 이를 MATLAB의 커브피팅 툴을 이용하여서 나온 결과가 그림 4와 같다. 파형 방정식에 대한 추정된 RLC 파라미터들의 값은 표 1에 제시하였다.

Table 1. RLC value of figure 2 circuit

Element	(a)	(b)	(c)	(d)
$R_p (k\Omega)$	1	1	1	1
$C_1 (F)$	0.3794	0.287	1.006	0.4084
$C_2 (F)$	0.14	2.29	0.17116	0.1944
L(H)	1.671k	6.55	225.616k	77.2430k

표 1은 그림 4의 커브피팅 파형 방정식에 대한 추정된 RLC파라미터들의 값은 표 1과 같다. 이 값은 Pspice를 사용하여 2변수(compartment) Windkessel 회로를 구성하는데 사용되었다. 입력 신호는 좌심실에서 펌핑할 때 압력과 동일한 직사각형 펄스이다. 일반적

으로 특정 사람의 혈압의 변화에 따라 동맥 혈관과형은 혈관벽의 컴플라이언스 C와 혈류 저항 R 및 혈류의 이너턴스 L 모두에 의해 영향을 받는다.

III. 연구 결과

표 1에서 활성 저항 R은 $1[k\Omega]$ 으로 설정하였고, 그와 C_1 와 C_2 , L의 값은 파형 방정식으로부터 추정된 LC 파라미터 값이다. (a)는 심부전 환자의 수술 전 혈압 파형이고, (c)는 수술 후의 파형이다. (b)는 고혈압 환자의 파형이고 (d)는 약물 치료 후의 혈압 파형이다. 그런데 C_1 와 C_2 의 값은 수술 전후의 값의 변화의 폭이 $2[F]$ 미만이다. 그러나 L의 경우, (a)와 (b)의 경우 수술 전후의 차이 값이 $1.665[kH]$ 이고 (c)와 (d)의 경우 수술 전후의 차이가 $148.4[kH]$ 이다. 수술 전후의 구분할 수 있는 파라미터는 인덕턴스 값이다.

표 2는 두 컴파트먼트(Two Compartment) Windkessel 모델의 회로에서 인덕턴스 값을 고정하고 캐패시턴스 값을 변경하였을 때 값이다. L은 $1[kH]$ 로 고정하여 놓고 C_1 와 C_2 의 값을 동일하게 설정하고 단계적으로 C의 값을 변환하였을 때 수축기(Systolic)과 이완기(Diastolic)의 값의 변화를 그림 5에 표기되어 있다. 캐패시턴스의 변화 값은 $0.28F$, $0.37[F]$, $0.40[F]$, $1.006[F]$ 으로 변경하였다. 수축기의 상승시간은 $220[s]$, $340[s]$, $340[s]$, $500[s]$ 의 결과이다. 크기는 변화가 없다.

C_1 와 C_2 는 $0.40[F]$ 으로 고정하고 L값은 $6[H]$, $1.6[kH]$, $77[kH]$, $222[kH]$ 으로 설정 후 시뮬레이션 한 결과는 표 3과 그림 6과 같다. 각각의 SRT는 $6[H]$, $1.6[kH]$ 의 경우 $300s$ 이고, $77.2[kH]$ 의 경우 $550[s]$ 이고, $225.6[kH]$ 의 경우 $1 [ks]$ 의 결과가 나왔다. 또한 크기의 경우 $6[H]$, $1.6[kH]$ 의 경우 $7.5[V]$ 이고 $77[kH]$ 의 경우 $9.5[V]$ 이고 $222[kH]$ 의 경우 $9.2[V]$ 가 나왔다.

Table 2. C value changed from fixed L value

Element	(a)	(b)	(c)	(d)
$R_p (k\Omega)$	1	1	1	1
$C_1 (F)$	0.408456	1.00614173	0.2870517	0.379481
$C_2 (F)$	0.408456	1.00614173	0.2870517	0.379481
L(H)	1k	1k	1k	1k

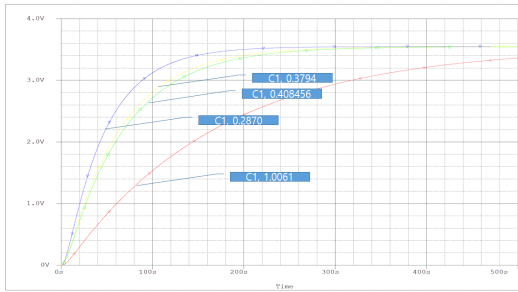


Fig. 5. Analysis of Peripheral Vascular after Cardiac Pumping Following Capacity (C) in Fixed Inductance (L Value).

Table 3. L value changed from fixed C value

Element	(a)	(b)	(c)	(d)
$R_p (k\Omega)$	1	1	1	1
$C_1 (F)$	0.408456	0.408456	0.408456	0.408456
$C_2 (F)$	0.408456	0.408456	0.408456	0.408456
L(H)	6.5571	1671.25	77243.24	225616.57

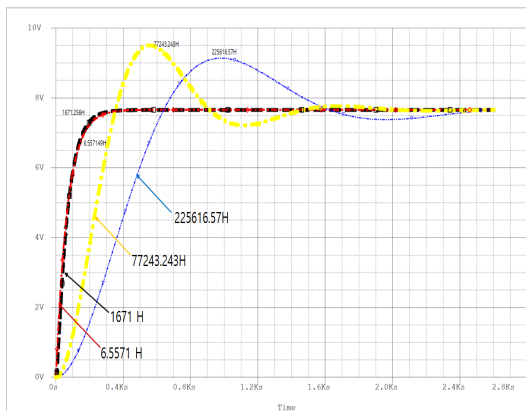


Fig. 6. Pspice Simulation with Different L Values in Fixed C Values.

IV. 결론

본 연구는 혈압이 높은 사람들을 대상으로 혈압 파형의 거동을 예측하기 위하여 RLC Windkessel 모델을 사용하여 혈압, 컴플라이언스, 이너턴스의 관계를 조사하였다. 모델의 RLC 파라미터는 샘플 혈압파형으로부터 추정하였으며, 그 유효성을 Pspice 시뮬레이션을 사용하여서 확인하였다. 혈압이 증가함에 따라서 컴플라이언스와 이너턴스의 값의 변화를 조사하였다. 커패시턴스의 변화폭과 인덕턴스의 변화폭을 비교하여

본 결과 커패시턴스는 2[F] 미만이었으나, 인덕턴스의 경우 148.4[kH]이었다. 이때, 곡선의 크기(최고점9.5V)와 심장에서 펌핑 후 최고점까지에 도달하는 시간(SRT;0.55Ks)이었다. 혈압의 증가에 따라 컴플라이언스와 수축기 상승시간은 동시에 감소하였지만 컴플라이언스가 증가함에 따라 혈압의 크기는 반영하지 못하였다. 그러나 이너턴스와 SRT와 혈압의 크기가 관계가 있음을 본 연구를 통해서 확인 할 수 있었다.

본 연구를 기반으로 하여서 혈압의 높낮이를 L 성분으로 변환 할 수 있으며, 이 파라미터로 혈압이 높은 사람들을 식별할 수 있다. 이를 스마트워치와 같은 신체 부착형 헬스케어기기의 혈압 파형 분석에 적용하여서 실시간으로 혈압의 판별에 활용 가능하다.

REFERENCES

- [1] Frank, O., 1899, "Die Grundform des arteriellen Pulses erste Abhandlung: mathematische Analyse," Z. Biol., 37, pp. 483-526.
- [2] Stergiopoulos, N., Meister, J. J., and Westerhof, N., 1995, "Evaluation of methods for the estimation of total arterial compliance," Am. J. Physiol., 268 (Heart Circ Physiol 37), pp. H1540-H1548.
- [3] Burattini, R., and Gnudi, G., 1982, "Computer identification of models for the arterial tree input impedance: comparison between two new simple models and first experimental results," Med. Biol. Eng. Comput., 20, pp. 134-144.
- [4] Stergiopoulos, N., Westerhof, B. E., and Westerhof, N., 1999, "Total arterial inertance as the fourth element of the windkessel model," Am. J. Physiol., 276 (Heart Circ Physiol 45), pp. H81-H88.
- [5] Segers, P., Rietzschel, E. R., De Buyzere, M. L., Stergiopoulos, N., Westerhof, N., Van Bortel, L. M., Gillebert, T., and Verdonck, P. R., 2008, "Three- and four-element Windkessel models: assessment of their fitting performance in a large cohort of healthy middle-aged individuals," Proc. IMchE, 222, pp. 417-428.
- [6] Westerhof, N., Lankhaar, J. W., and Westerhof, B. E., 2009, "The arterial Windkessel," Med. Biol. Eng. Comput., 47, pp. 131-141.

- [7] Qiao, Y., Fan, J., Ding, Y., Zhu, T., and Luo, K., 2019, "A primary computational fluid dynamics study of pre- and post-TEVAR with intentional left subclavian artery coverage in a type B aortic dissection", J. Biomech. Eng., 141, pp. 111002.
- [8] Zahedi, E., Chellappan, K., Ali, M. A. M., 2007, "Singh, H. Analysis of the Effect of Ageing on Rising Edge Characteristics of the Photoplethysmogram using a Modified Windkessel Model," Cardiovasc. Eng., 7, pp. 172-181.
- [9] Burattini, R., and Gnudi, G., 1982, "Computer identification of models for the arterial tree input impedance: comparison between two new simple models and first experimental results," Med. Biol. Eng. Comput., 20, pp. 134-144.
- [10] Benetos, A., Safar, M., Rudnichi, A., Smulyan, H., Richard, J. L., Ducimetière, P., and Guize, L., 1997, "Pulse pressure: a predictor of long-term cardiovascular mortality in a French male population," Hypertension, 30, pp. 1410-1415.
- [11] Mitchell, G. F., Moyé, L. A., Braunwald, E., Rouleau, J. L., Bernstein, V., Geltman, E.M., Flaker, G. C., and Pfeffer, M. A., 1997, "Sphygmomanometrically determined pulse pressure is a powerful independent predictor of recurrent events after myocardial infarction in patients with impaired left ventricular function SAVE investigators. Survival and ventricular enlargement," Circulation, 96, pp. 4254-4260.
- [12] Wilmer W. Nichols, Scott J. Denardo, Ian B. Wilkinson, Carmel M. McEniery, John Cockcroft, Michael F. O'Rourke, 2008, "Effects of Arterial Stiffness, Pulse Wave Velocity, and Wave Reflections on the Central Aortic Pressure Waveform", The Journal of hypertension, pp.295-303.
- [13] Shirouzu, S., Shirouzu, E., Tsuda, Y., and Sugano, H., 1998, "Circulatory parameter extraction from digital plethysmogram I: waveform analysis of digital plethysmogram," Proceedings of the 20th annual international conference of the IEEE Engineering in medicine and biology society, 20, pp. 3087-3089.

저자 소개

최 원 석 (Wonsuk Choi)



1999년 8월 : 숭실대학교

전자공학과(공학사)

2003년 8월 : 한양대학교

전기공학과(공학석사)

2018년 2월 : 경북대학교

전자공학과(공학박사)

2020년 07월~현재 : KIT Hустar

산중교수

관심 분야 : 생체신호, 보청기, EEG