

합성제어기를 이용한 혈압 시뮬레이터의 구현

김철한 · 사공건* · 남기곤 · 전계록**†

Blood pressure simulator using hybrid controller

C. H. Kim, G. Sa-Gong*, Gigon Nam, and R. Jeon**†

Abstract

A hybridized simulator for generating blood pressure waveform is proposed to study the remedy and/or evaluation of the conventional sphygmomanometer utilizing the oscillometric method which is widely applied. The blood pressure of a flowing fluid was controlled for the blood vessel's condition caused by a rhythmical and periodical contraction/relaxation because of the special excitatory and conductive system of the heart. In this study, a hybridized controller composed of the PI feedback controller and the feedforward controller. The inverse dynamics function is proposed to operating the control valve while the pressure is applied in an oil pressure tank. The proposed hybrid simulator reproducing the blood pressure waveform in an artificial blood vessel has kept the control performance consistent over all range. Based on these results, the proposed simulators could be applied to the development and compensation of the non invasive sphygmomanometer type as well as to study the characteristics of the blood pressure and blood vessel.

Key Words : blood pressure, automatic control, oscillometric method, proportional control valve, hybridized controller

1. 서 론

혈압은 환자의 건강상태를 진단하기 위해 사용되는 가장 기본적인 생체활력지후의 기준으로서 임상에서는 환자의 질환 진단을 위해 필수적으로 측정하는 생체신호이다. 특히 급성 환자 또는 수술 중 환자의 상태를 관리하기 위해서 보다 정확한 혈압 측정은 필수적이다^[1]. 따라서 병·의원뿐만 아니라 가정에서도 사용자 스스로 혈압 측정을 용이하게 할 수 있는 자동혈압계가 많이 보급되고 있는 실정이다.

혈압 측정의 방법은 크게 침습적인 방법과 비 침습적인 측정 방법으로 구분할 수 있다. 이들 중 비 침습적인 혈압 측정 방법은 청진법, 촉진법, 초음파를 이용한 방법, 그리고 오실로메트릭법 등으로 구분할 수 있다^[2-4]. 이러한 방법 중에서도 오실로메트릭법을 이

용한 혈압 측정법은 사용상의 간편성 때문에 자동혈압계에서 주로 이용되고 있다. 오실로메트릭법을 이용한 자동혈압계의 경우 기기의 정확성을 평가하기 위해서는 침습적인 방법으로 측정된 혈압과 비교하여야 하나, 침습적인 방법은 외과적 시술을 병행하여야 하는 불편함이 있어 주로 비침습식 혈압 측정 시뮬레이션 장비를 사용하고 있다^[5]. 그러나 이러한 목적으로 사용되는 기존의 혈압 시뮬레이터의 경우 공기압을 커프에 인가하여 커프 내부에서 압력을 발생시키고 있기 때문에 침습적인 방법을 적용할 수 없으며 혈압계의 평가 시 평가 가능한 압력 조건이 제한적이고 혈관 속에 흐르는 혈액의 압력을 재현 할 수 없는 단점들을 지니고 있다^[6].

본 연구에서는 기존의 자동혈압계의 개발 및 평가에 사용되는 혈압 시뮬레이터의 단점들을 보완하고 혈관의 특성을 파악하기 위하여 다음과 같은 방법에 의해 혈압 시뮬레이터를 구현하였다. 먼저, 유압 탱크 내에 채워져 있는 유체에 압력을 인가하고, 제어 밸브를 작동시켜 관내에 적절한 유체를 공급한 뒤 관내에 흐르는 유체에 압력 파형을 발생시켰다. 즉 원하는 압력 파형을 제어기에 입력하면 관내에 흐르는 유체에 압력

부산대학교 전자공학과 (Dept. of Electronic Engineering, Pusan National University)

*동아대학교 전자공학과 (Dept. of Electrical Engineering, Dong-A University)

**부산대학교 의과대학 의공학교실 (Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University)

†Corresponding author: grjeon@pusan.ac.kr

(Received : November 14, 2006, Accepted : September 4, 2006)

파형이 발생하도록 하였다. 다음으로, 제어성능(control performance)과 압력파형의 추종성능(tracking performance)을 향상시키기 위하여 비례적분(PI, proportional integral) 제어와 플랜트(plant)의 역동역학(inverse dynamics)을 이용한 피드포워드(feedforward) 제어를 혼합한 합성제어기(hybrid controller)를 제안하였다. 제안된 피드포워드제어기는 관내의 압력을 제어할 때 시스템의 안정도와 제어 성능을 향상시키기 위하여 사용하였고, 비례적분피드백제어기는 추종오차를 감소시키기 위해서 사용하였다. 이러한 방법으로 구현된 혈압 시뮬레이터를 사용하여 혈압 재현 성능을 평가하기 위하여 정상인과 고혈압 환자의 혈압 파형에 해당하는 간략화한 사인파를 인가하여 비례적분제어기와 혼합제어기의 재현 성능을 평가하는 실험을 수행하였다. 실험 결과 제안된 혈압 재현 시뮬레이터의 제어 시 비례적분제어기는 제어 성능이 저하되며 정상상태 오차 및 위상 지연이 발생함을 알 수 있었다. 그러나 합성제어기는 측정 전 구간에서 제어 성능이 일정하게 유지하나, 위상차가 미소하게 발생함을 알 수 있었다.

2. 혈압 시뮬레이터 구성 및 시스템 동역학

2.1. 혈압 시뮬레이터의 구성

본 연구에서 제안한 혈압 시뮬레이터는 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 구현하기 위하여 사용하였다. 제작된 혈압 시뮬레이터의 구성도를 나타내면 Fig. 1과 같다. 먼저 유압 탱크 내에 채워져 있는 오일을 순환 펌프를 이용하여 압력 탱크로 보낸 다음, 압력 탱크에 모아진 오일에 압축기를 사용하여 압력을 인가하였다. 이때 압축기에서 발생하는 충격 압력을 완화시킬 수 있도록 어큐뮬레이터를 사용하였다. 압력 탱크 안에서 가압된 오일은 비례제어 밸브를 통하여 관내로 유입된다. 비례제어 밸브는 밸브의 개폐를 통하여 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 변화시킨다. 또한 비례제어 밸브에 의해 발생된 유체의 압력 파형은 파이프에 연

결된 실리콘으로 제작한 관 내부로 흐르게 된다. 이때 압력 파형은 사람의 팔 내부에 있는 요골동맥(median artery)에서 나타나는 맥동성분이 나타날 수 있도록 유체의 압력을 발생시키게 된다. 그리고 이 유체는 파이프 끝의 가는 관을 통하여 유출되어 유체탱크에 저장된다. 이때 실리콘으로 제작된 사람의 팔 내부에 발생하는 압력을 재현하기 위해 필요한 압력 파형을 PC상에서 구현하였다.

Fig. 1에 사용한 압력센서(P201C001MGAD, Allsensor. Co., Korea)는 반도체 스트레인지에지(piezoresistive silicon pressure sensor)이며, 선형성과 정밀도가 뛰어나고 압력의 측정 범위는 0~0.25 MPa이다. 그리고 압력을 제어하기 위하여 제어밸브(DLHZO-TE-040-T71, Atos. Co., Italy)를 사용하였다. 왜냐하면 LVDT(linear voltage differential transformer)가 부착된 솔레노이드 방식이므로 이를 비례제어 밸브로 사용하였다. 비례제어 밸브의 스톱행정(spool stroke)에 따른 압력특성 곡선은 Fig. 2와 같다.

2.2. 시스템 동역학

전기유압서보기구(electro-hydraulic servo system)는

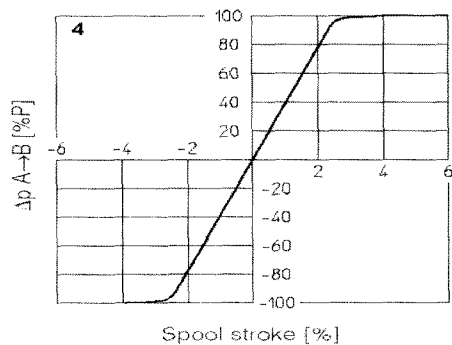


그림 2. 비례제어 밸브의 스톱행정에 따른 압력곡선의 특성
Fig. 2. A characteristic of pressure curve according to spool stroke of proportion control valve.

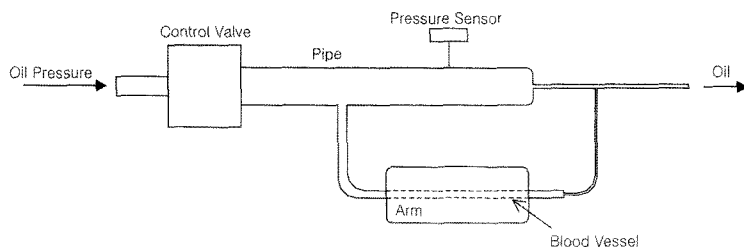


그림 1. 혈압 시뮬레이터의 개략도
Fig. 1. Schematic presentation of a blood pressure simulator.

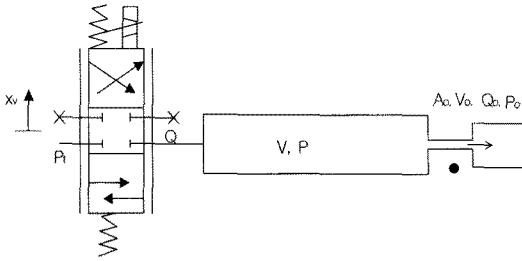


그림 3. 전기유압 시스템의 구성도
Fig. 3. Block diagram of electro-hydraulic servo system.

전기적인 지령신호를 받아 유체 압력 또는 유량을 제어하기 위해 사용하는 일련의 장치를 포함한다¹⁷⁾.

본 연구에서는 관내에서 흐르는 유체의 압력을 제어하는데 사용하였으며 구성된 전기유압 시스템은 Fig. 3과 같다.

비례제어 밸브는 다음과 같은 식을 적용하여 1차 시스템으로 모델링 할 수 있다.

$$T_{sv} \frac{dx_v}{dt} + x_v = K_{sv} K_a v \quad (1)$$

여기서, T_{sv} 는 밸브의 시정수, x_v 는 스펴의 변위, K_{sv} 는 밸브의 이득, K_a 는 밸브 증폭기의 이득, 그리고 v 는 입력전압을 나타낸다.

비례제어 밸브와 파이프 사이의 유량을 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$Q = C_d W_d x_v \sqrt{\frac{2(p_i - p)}{\rho}} \quad (2)$$

여기서, C_d 는 토출계수, W_d 는 밸브의 면적 구배, p_i 는 공급압력, p 는 파이프 내의 압력, 그리고 ρ 는 유체의 밀도를 나타낸다.

유체의 압축성(compressibility)을 고려하여 파이프 내의 유체연속방정식(fluid continuous equation)은 아래의 식과 같이 표현할 수 있다.

$$Q = v_o A_o + \frac{V dP}{\beta dt} \quad (3)$$

여기서, A_o 는 파이프 끝단에 부착된 오리피스(orifice)의 단면적, v_o 는 오리피스 내의 유체흐름속도(fluid flow velocity), V 는 파이프내의 체적, 그리고 β 는 벌크 계수(bulk coefficient)를 나타낸다.

또한 파이프의 끝단에 부착되는 오리피스를 초크형(chock type) 오리피스로 가정하면 유량은 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다¹⁸⁾.

$$Q_o = \frac{A_o^2 g(P - P_o)}{8\pi\nu l} \quad (4)$$

여기서, Q_o 는 오리피스 내로 유입되는 유량, P_o 는 대기압력, l 는 오리피스의 초크 길이, ν 는 유체의 동점성 계수(kinematic viscosity), g 는 기름의 비중량(specific weight), 그리고 g 는 중력가속도를 나타낸다.

식(2), (3), (4)를 정리하면 유체 연속방정식은 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$\frac{V dP}{\beta dt} = C_d W_d x_v \sqrt{\frac{2(p_i - p)}{\rho}} - \frac{A_o^2 g(P - P_o)}{8\pi\nu l} \quad (5)$$

3. 제어기 설계

관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 제어하기 위하여 비례적분 피드백 제어와 역동역학(inverse dynamics)을 이용한 피드포워드제어(feedforward control)를 혼합한 합성제어기(hybrid controller)를 제안하였다. 제안한 합성제어기의 구성도는 Fig. 4와 같다.

Fig. 4에서 $G_n(z^{-1})$ 는 공칭플랜트모델(nominal plant model), $K(z^{-1})$ 는 비례적분제어기, 그리고 ΔG 는 모델링 오차(modelling error)를 나타낸다. 따라서 실제 플랜트의 전달함수는 $G_n + \Delta G$ 이다. 또한 $r(t)$ 는 기준 입력신호, $y(t)$ 는 출력신호, $u_b(t)$ 는 비례적분 제어입력신호, 그리고 $u_f(t)$ 는 피드포워드 제어입력신호를 나타낸다.

Fig. 4에서 합성제어기의 제어입력 $u(t)$ 는 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$u(t) = u_b(t) + u_f(t) \quad (6)$$

여기서, $u_b(t)$ 와 $u_f(t)$ 는 다음의 식으로 정의된다.

$$u_b(t) = K(z^{-1})e(t) \quad (7)$$

$$u_f(t) = G_n^{-1}(z^{-1})r(t) \quad (8)$$

식(7)에서 오차신호 $e(t)$ 는 다음의 식으로 정의된다.

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (9)$$

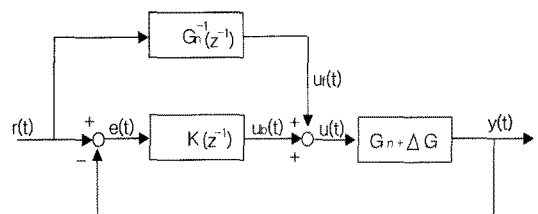


그림 4. 제안한 합성제어기의 구성도
Fig. 4. Block diagram of a proposed hybrid controller.

그리고 출력신호 $y(t)$ 는 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$y(t) = \frac{1 + \Delta G(z^{-1})G_n^{-1}(z^{-1}) + (G_n(z^{-1}) + \Delta G(z^{-1}))K(z^{-1})}{1 + (G_n(z^{-1}) + \Delta G(z^{-1}))K(z^{-1})} r(t) \quad (10)$$

여기서, 만일 모델링 오차가 공칭 모델에 비해 미소하다고 $G_n \gg \Delta G$ 가정하면, 출력신호는 기준 입력신호와 거의 유사하게 둘 수 있다.

3.1. 비례적분 제어기의 설계

관내에 흐르는 유체의 압력을 제어하기 위하여 유체의 점성(fluid viscosity)을 고려하여 비례적분보상기(PI compensator)를 설계하였다. 따라서 피드백제어기의 제어입력 $u_b(t)$ 는 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$u_b(t) = k \left[e(t) + T \left(\frac{e(0) + e(t)}{2} + \sum_{i=1}^{t-1} e(i) \right) \right] \quad (11)$$

여기서, k 는 비례이득, T 는 적분이득(integral gain)을 나타낸다. 식 (11)을 보다 간략하게 하기 위해서 K, T 를 각각 k_1, k_2 로 환산하면 다음과 같다.

$$k_1 = k \left(1 + \frac{T}{2} \right) \quad (12)$$

$$k_2 = k(1 - 2T) \quad (13)$$

식 (12)와 식 (13)을 식 (11)에 대입하여 정리하면 피드백제어기의 제어입력신호 $u_b(t)$ 는 아래와 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$u_b(t) = u_b(t-1) + k_1 e(t) + k_2 e(t-1) \quad (14)$$

여기서, 비례적분보상기 $K(z^{-1})$ 의 형태는 다음과 같다.

$$K(z^{-1}) = \frac{k_1 + k_2 z^{-1}}{1 - z^{-1}} \quad (15)$$

여기서, 이득 k_1 과 k_2 는 실험을 수행하면서 시행착오법(trial and error)에 의해 구하였다.

3.2. 피드포워드제어기

관내에 흐르는 유체의 압력과형의 추정오차를 줄이기 위해서 플랜트의 역동역학을 이용하였다. 이때 플랜트의 전달함수는 아래와 같이 1차 방정식으로 가정하였다⁹⁾.

$$G_n(z^{-1}) = \frac{b_1 z^{-1}}{1 + a_1 z^{-1}} \quad (16)$$

여기서 플랜트의 전달함수 $G_n(z^{-1})$ 의 역동역학은 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$G_n^{-1}(z^{-1}) = \frac{1 + a_1 z^{-1}}{b_1 z^{-1}} \quad (17)$$

여기서, a_1 과 b_1 은 시스템의 파라미터로서 신호압축법(signal compression method)을 사용하여 실험에 의해 구할 수 있다¹⁰⁾.

식 (17)을 식 (8)에 대입하여 피드포워드 제어입력을 구하면 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$u_f(t) = \frac{1 + a_1 z^{-1}}{b_1 z^{-1}} r(t) \quad (18)$$

식 (18)은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$u_f(t-1) = \frac{1}{b_1} (r(t) + a_1 r(t-1)) \quad (19)$$

이상에서 비례적분 피드백 제어와 역동역학을 이용한 피드포워드 제어를 혼합한 합성제어기의 제어입력 $u(t)$ 은 식 (14)와 식 (19)를 식 (6)에 대입하여 다음과 같은 식으로 구할 수 있다.

$$u(t) = u_b(t-1) + k_1 e(t) + k_2 e(t-1) + \frac{1}{b_1} (r(t) + a_1 r(t-1)) \quad (20)$$

4. 실험 및 고찰

본 연구에서는 혈관 내의 혈압을 재현하기 위해서 혈압 재현 시뮬레이터를 구현하였다. 구현된 혈압 시뮬레이터의 구성도는 Fig. 5와 같다. 그리고 실험을 위해 제작된 혈압 시뮬레이터의 외형은 Fig. 6과 같으며 개략적인 설명은 다음과 같다. 먼저 오일 탱크에 채워져 있는 오일을 순환 펌프를 이용하여 압력 탱크로 보낸 후 압축기를 사용하여 압력 탱크에 모여진 오

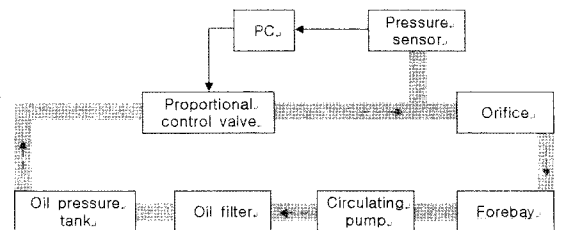


그림 5. 제안한 혈압 시뮬레이터의 구성도
Fig. 5. Block diagram of proposed the blood pressure simulator.

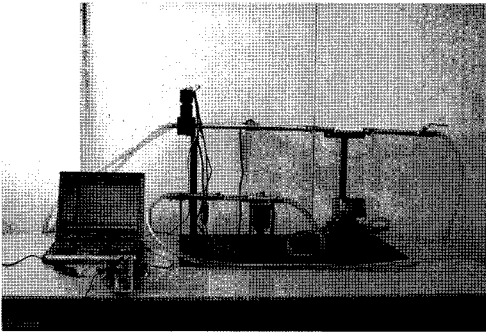


그림 6. 제작된 혈압 시뮬레이터의 외형
Fig. 6. A external appearance of produced the blood pressure simulator.

일에 압력을 인가하였다. 이때 압축기에서 발생하는 충격 압력을 완화시키기 위하여 어큐뮬레이터를 사용하였다. 압력 탱크 내에서 가압된 오일은 비례제어 밸브를 통하여 관내로 유입되도록 하였다. 그리고 비례제어 밸브는 밸브의 개폐를 통하여 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 재현할 수 있도록 하였다. 또한 비례제어 밸브에 의해 발생된 유체의 압력은 파이프에 연결된 실리콘으로 제작한 관에 동일한 유체의 압력을 발생시키도록 하였다. 그리고 이 유체는 파이프 끝의 오리피스를 통하여 유출되어 오일 탱크에 저장되도록 하였다.

비례제어 밸브와 오리피스 사이의 도관 내부에 발생하는 압력을 혈압과 같은 압력 파형으로 재현하기 위해 구현하고자 하는 압력 파형을 PC상에서 생성하도록 하였다. 이렇게 생성된 압력 파형을 기준입력이라 하고, 이 기준입력은 DAC(National Instrument Co., PCI-6014)를 통하여 구동 밸브인 비례제어 밸브로 입력되도록 하였다. 구동 밸브인 비례제어 밸브는 전기신호인 기준입력에 따라 동작하게 되고 관내에서는 밸브의 동작에 따른 압력이 발생되게 된다. 이때 관내에서 발생된 압력을 압력센서로 측정하여 ADC를 통하여 다시 PC로 전달되어 재현하고자 하는 기준입력과의 차이를 계산한 후 계산된 보상신호를 다시 구동밸브로 입력하여 관내의 압력을 제어하도록 하였다. 이러한 일련의 작동을 위해 사용된 ADC 및 DAC 보드를 사용하여 200 Hz 샘플링, 16 bit 해상도로 데이터를 획득하였다. 실험에 사용된 PCI-6014 보드의 사양은 Table 1과 같다. 그리고 압력을 제어하기 위한 제어 밸브는 LVDT가 부착된 솔레노이드 방식의 비례제어 밸브(Atos. Co., DLHZO-TE-040-T71)를 사용하였다.

그리고 관내에 흐르는 유체의 압력을 보다 정확하게

표 1. DAQ 보드의 사양

Table 1. The specification of DAQ board (PCI-6014)

Specification	Range
Analog input	16 SE/8 DI
Input resolution	16 bits
Max sampling rate	200kS/s
Input range	± 0.05 to ± 10 V
Analog output	2
Output resolution	16 bits
Output rate	10 kS/s
Output range	± 10 V

표 2. 기존 비례적분제어기와 합성제어기의 이득

Table 2. The gain of hybrid controller and conventional PI controller

Gain	Proposed controller	Conventional PI controller
k_1	0.5	0.9
k_2	0.35	0.76
a_1	0.07	0
b_1	0.04	0

재현하기 위해 합성제어기를 제안하였다. 또한 혈압 재현 시뮬레이터의 제어 성능을 평가하기 위하여 제안된 비례적분제어기와 합성제어기를 각각 적용하였다. Table 2에서는 샘플링시간(sampling time)이 1/200 sec 일 때 제안된 기존 비례적분제어기와 합성제어기의 제어이득 값들을 나타내었다.

본 연구에서는 혈압 시뮬레이터의 실험 장치를 제작하였으며, 제작된 실험장치의 외형은 Fig. 6과 같다. Fig. 6의 압력 탱크에서 유체를 제어밸브를 경유하여 관내에 공급한다. 공급된 유체는 인조팔과 파이프 끝에 설치된 오리피스를 통하여 외부로 배출된다. 이때 관 중간지점에 위치한 압력센서로 관내의 압력을 검출한다.

본 연구에 의해 제작된 혈압 재현 시뮬레이터의 설계 규격은 Table 3과 같다.

Table 3과 같이 제작된 혈압 재현 시뮬레이터의 혈압 재현 성능을 평가하기 위해서 다음 두 가지 형태, 즉 정상인과 고혈압 환자의 혈압 파형에 해당하는 사인파를 시뮬레이터에 인가하여 실험을 수행하였다. 실험에 적용한 정상인의 이완기 혈압이 90 mmHg로 두고, 수축기 혈압은 130 mmHg이었다. 또한 고혈압 환자인 경우에는 이완기 혈압은 140 mmHg로 하였으며, 수축기 혈압은 200 mmHg를 적용하였다^[11]. 정상인과 고혈압 환자의 이완기와 수축기의 혈압 사이클을 1.25

표 3. 혈압 재현 시뮬레이터의 설계 규격
Table 3. A design specification of reproduce simulator of the blood pressure

Name	Specification
Tube length (L)	500 mm
Tube diameter (D)	15 mm
Orifice diameter (d)	1.5 mm
Orifice length (l)	20 mm
Simulated vessel diameter (d_b)	6 mm
Simulated vessel length (l_b)	115 mm
Fluid specific gravity	0.82
Supply pressure (p_i)	3 kg/cm ²

Hz로 동일하게 하였다. 이러한 조건으로 실험을 수행하기 위하여 정상인의 혈압에 해당하는 사인파 $P_n(t)$ 과 고혈압 환자의 혈압에 해당하는 사인파 $P_h(t)$ 를 다음과 같이 수학적으로 가정하였다.

실험에 적용한 정상인의 혈압 파형으로 간주한 사인파를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$p_n(t) = 110 + 20\sin 2.5\pi t \quad (22)$$

그리고 고혈압 환자의 혈압 파형으로 간주한 사인파를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$p_h(t) = 170 + 30\sin 2.5\pi t \quad (23)$$

식 (22)와 식 (23)을 혈압 재현 시뮬레이터에 입력하여 실험한 결과는 다음과 같다. 정상인의 혈압 파형에 해당하는 사인파를 혈압 재현 시뮬레이터에 인가하였을 때 제어기의 출력파형을 나타내면 Fig. 7과 같다. Fig. 7(a)는 혈압 재현 시뮬레이터에 비례적분피드백제어를 적용하여 정상인의 혈압 파형에 해당하는 사인파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타낸다. 이때 혈압 재현 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어성능을 나타내고 있지만, 기준입력에 대해 정상상태오차와 위상 지연이 발생됨을 알 수 있었으며 재현된 혈압 파형의 오차범위는 ± 1.4 mmHg이었다. Fig. 7(b)는 혈압 재현 시뮬레이터로 제안된 합성제어기를 적용하였을 때 정상인의 혈압에 해당하는 사인파에 대한 합성제어기의 제어 성능을 나타낸다. 혈압 재현 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내고 또한 기준입력에 대한 추종 성능이 양호함을 알 수 있었으며, 재현된 혈압 파형의 오차범위는 ± 0.5 mmHg이었다.

고혈압 환자의 혈압 파형에 해당하는 사인파를 혈압 재현 시뮬레이터에 인가하였을 때 제어기의 출력파형을 나타내면 Fig. 8과 같다. Fig. 8(a)는 혈압 재현 시뮬

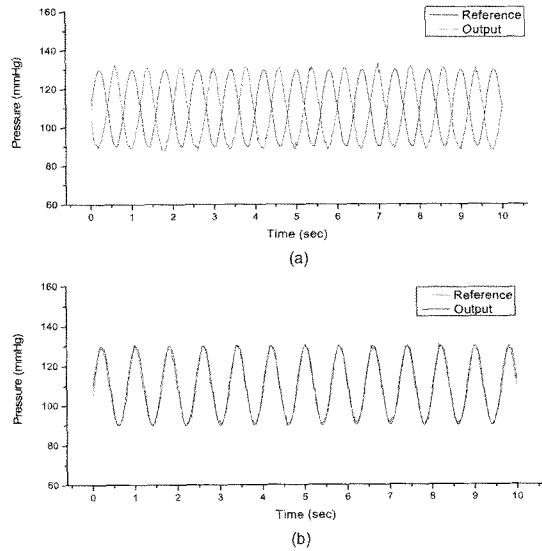


그림 7. 정상인 혈압 파형에 해당하는 사인파(90~130 mmHg)를 인가한 경우 제어된 파형: (a) 비례적분 제어기 결과, (b) 합성제어기 결과

Fig. 7. Controlled waveform applied to sinewave (90~130 mmHg) correspond to the blood pressure of normal state: (a) result of PI controller, (b) result of hybrid controller.

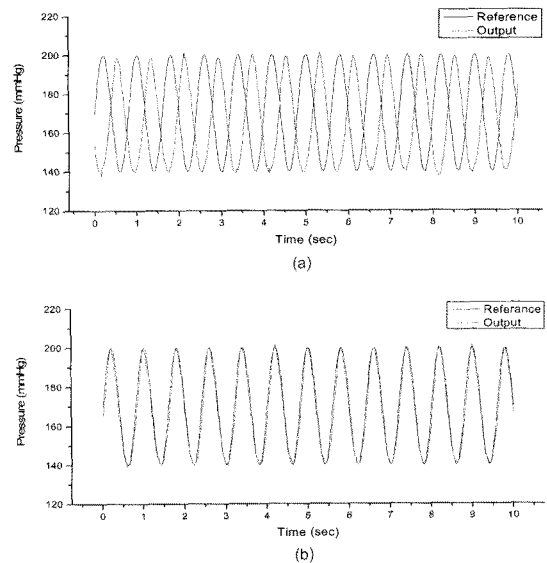


그림 8. 고혈압 환자의 혈압 파형에 해당하는 사인파(140~200 mmHg)를 인가한 경우 제어된 파형: (a) 비례적분제어기 결과, (b) 합성제어기 결과

Fig. 8. Controlled waveform applied to sinewave (140~200 mmHg) correspond to the blood pressure of hypertension patient (a) result of PI controller, (b) result of hybrid controller.

레이터에 비례적분 피드백제어를 적용하여 고혈압 환자의 혈압에 해당하는 사인파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타낸다. 이때 혈압 재현 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내고 있지만, 기준입력에 대해 정상상태오차와 위상지연이 발생됨을 알 수 있었으며 재현된 혈압 파형의 오차범위는 $\pm 1.5 \text{ mmHg}$ 이었다. Fig. 8(b)는 혈압 재현 시뮬레이터에 제안된 합성제어기를 적용하였을 때 고혈압 환자의 혈압에 해당하는 사인파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타낸다. 혈압 재현 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내었고 또한 기준입력에 대한 추종 성능이 양호함을 알 수 있었으며 재현된 혈압 파형의 오차범위는 $\pm 0.7 \text{ mmHg}$ 이었다.

상기의 결과들로부터 제안된 혈압 재현 시뮬레이터의 제어 성능을 평가하는 실험을 수행한 결과는 다음과 같다. 비례적분제어기는 제어 성능이 비교적 떨어짐과 동시에 혈압 파형을 추종 시 정상상태 오차와 위상지연이 발생함을 알 수 있었다. 비례제어밸브를 사용한 모델의 유체 연속방정식 식 (5)에서 비선형 일차지연계 모델이기 때문이다. 그러나 제안한 합성제어기는 피드포워드 제어입력 식 (19)에 의하여 위상이 보상된 상태에서 비례적분제어를 시행함으로써 식 (10)에서와 같이 출력신호가 기준신호와 거의 유사해지므로 측정 영역 전 구간에서 제어 성능을 일정하게 유지하였다. 이런 이유로 혈압 파형을 추종 시 피드포워드제어기 영향으로 위상차가 보상되어 미소하게 발생함을 알 수 있었다. 즉 제안한 비례제어밸브를 이용한 혈압 재현 시뮬레이터는 유체의 흐름을 허용하면서 압력을 제어함으로써 향후 비 침습식 및 침습식 혈압계의 개발 및 보정뿐만 아니라 혈압과 혈관을 연구하는 데에도 적용 가능할 것으로 사료된다.

5. 결 론

본 연구에서는 혈관 내에서 발생하는 혈압 파형을 재현할 수 있는 혈압 재현 시뮬레이터 장치를 제작하여 정상인의 혈압 파형과 고혈압 환자의 혈압 파형을 기존 비례적분제어기와 제안된 합성제어기를 적용하여 재현한 결과 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

첫째, 기존의 비례적분제어기는 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 제어하는 데에 정상상태 오차와 위상지연이 크게 발생하였으나, 제안된 합성제어기는 정상상태 오차 뿐만 아니라 압력 파형을 추종 시 제어 성능이 우수함을 알 수 있었다.

둘째, 기존의 혈압 재현 시뮬레이터는 공기압을 이

용하여 단순한 압력과 맥박 수를 구현한데 비해 제안된 혈압 재현 시뮬레이터는 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 제어함으로써 인체의 혈관 내에서 흐르는 혈액의 압력 파형을 구현할 수 있었다.

셋째, 본 연구에서 제안한 혈압 재현 시뮬레이터는 향후 비 침습식 및 침습식 혈압계의 개발 및 보정뿐만 아니라 혈압 파형과 혈관 특성 연구 시에도 적용이 가능하리라 사료된다.

감사의 글

본 논문은 보건복지부 의료공학융합기술 개발사업(02-PJ3-PG6-EV05-0001) 지원에 의하여 연구되었음.

참고 문헌

- [1] J. K. Cheun, *Cardiopulmonary Physiology for the Clinicians*, Koon Ja Publishing Inc, 1996.
- [2] G. M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The Korotkoff sound", *Amm. Biomedical Eng.*, vol. 17, pp. 325-359, 1989.
- [3] E. J. Marey, "Pression et vitesse du sang", *Masson*, Paris, vol. 2, pp. 307-343, 1876.
- [4] JCBT Morae and M. Cerulli, "A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles", *IEEE*, vol. 27, pp. 211-214, 2000.
- [5] J. N. Amooore and W. B. Geake, "Evaluation of the Critikon 8100 and Spacelabs 90207 non-invasive blood pressure monitors using a test simulator", *J Hum Hypertens*, vol. 11, no. 3, pp. 163-169, 1997.
- [6] K. G. Ng and C. F. Small, "Review of methods and simulators for evaluation of non-invasive blood pressure monitors", *J. Clin. Eng.*, vol. 17, pp. 469-479, 1992.
- [7] J. S. Yun and H. S. Cho, "Application of an adaptive model following control technique to a hydraulic servo-system subjected to unknown disturbances", *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, *ASME*, vol. 113, pp. 479-484, 1991.
- [8] Frank M. White, *Fluid Mechanics*, McGraw-Hill Inc., 1979.
- [9] J. T. Kim and M. S. Kim, "Self-tuning controller design for the motion control of a single of hydraulic cylinder", *Journal of KSNVE*, vol. 8, no. 3, pp. 441-449, 1998.
- [10] M. C. Lee and N. Aoshima, "Identification and its evaluation of the system with a nonlinear element by signal compression method", *SICE*, vol. 25, no,

7 pp. 729-736, 1989.

[11] L. A. Geddes, *The Direct and Indirect Measurement*

of Blood Pressure, Year Book Medical Publishers Ins., Chicago, 1970.



김철한

- 1955년 9월 19일생
- 1984년 2월 부산대학교 자연대학 물리학과 졸업
- 2001년 8월 동아대학교 산업대학원 전기공학과 졸업
- 2004년 2월 부산대학교 일반대학원 전자공학과 박사과정 수료
- 2005년 3월 현재 동아대학교 공과대학 전기공학과 초빙교수
- 주관심분야 : 생체시뮬레이션, 생체계측



사공건

- 1969년 영남대학교 전기공학과 졸업 (공학사)
- 1972년 영남대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)
- 1986년 영남대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)
- 1979년 3월 현재 동아대학교 공과대학 전기공학과 교수
- 주관심분야 : 전자세라믹 Sensor & Actuator



남기곤

- 1977년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1981년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1989년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1990년 현재 부산대학교 공과대학 전자공학과 교수
- 주관심분야 : 초기시각 정보처리, 패턴인식



전계록

- 1978년 부산대학교 공과대학 전기기계공학과 졸업(공학사)
- 1982년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1993년 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1985년 현재 부산대학교 의과대학 교수
- 2000년 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리