

비례제어밸브와 혼합제어기를 이용한 혈압 시뮬레이터의 구현

이규원*, 김철한**, 한기봉***, 김호중****, 전계록*****

Implement of Blood Pressure Simulator Using Proportional Control Valve and Hybrid Controller

K. W. Lee*, C. H. Kim**, K. B. Han***, H. J. Kim****, G. R. Jeon*****

Abstract

In the cardiovascular system, the waveform of the pulsatory blood pressure appears variously due to the cardiac impulse and compliance of blood vessels and arm tissue. We have constructed a blood pressure simulator to investigate effects of mechanical properties of artery walls and tissue on blood pressure measurements. The blood pressure simulator is designed to reproduce wave forms of blood pressure in human arteries. To minimize tracking error, we use a linear control valve, and adapt a hybrid control scheme which consists of a feedback controller and a feedforward controller. Any form of the pressure wave can be reproduced, changing function of the wave form in the computer connected to the simulator for control. From experiments, it has been shown that the simulator reproduces wave forms very well, and that the hybrid scheme adapted is superior to the feedback controller.

Key Words

: blood pressure simulator, feedback control, hybrid control, proportional valve.

* 부산대학교 대학원 의공학협동과정
** 부산대학교 공과대학 전자공학과
*** (주)메카텍
**** 두원공과대학 컴퓨터응용설계과
***** 부산대학교 의과대학 의공학교실

1. 서론

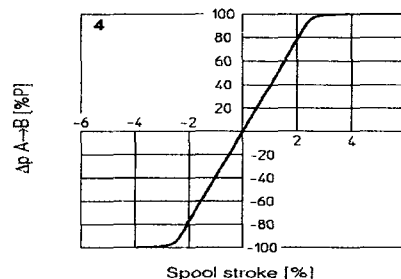
혈압은 환자의 건강상태를 판단하기 위한 기준으로서 임상에서 매우 중요한 위치를 차지하고 있다. 특히 급성 환자 또는 수술 시 환자의 상태를 감시하기 위해서는 보다 정확한 혈압 측정은 필수적이다[1]. 따라서 혈압에 대한 관심도는 증가하여 병·의원뿐만 아니라 가정에서도 사용자가 혼자서 손쉽게 혈압을 모니터링 할 수 있는 자동혈압계가 많이 보급되고 있는 실정이다. 혈압측정의 방법은 침습적인 혈압측정과 비침습적인 혈압측정으로 나눌 수 있으며, 비침습적인 혈압 측정 방법으로는 청진법, 촉진법, 초음파를 이용한 방법, 오실로메트릭법 등이 있다[2]-[4]. 이러한 방법 중에서도 오실로메트릭법을 이용한 혈압 측정법은 사용상의 간편성 때문에 자동혈압계에서 주로 이용되고 있다. 이러한 오실로메트릭법을 이용한 자동혈압계의 경우 기기의 정확성을 평가하기 위해서는 침습적인 방법으로 측정된 혈압과 비교하여야 하나 이는 수술을 하여야 하는 불편함이 있어 비침습적 혈압측정 시뮬레이션 장비를 사용한다[5][6]. 그러나 이러한 시뮬레이션 장비의 경우 발생하는 압력의 맥동파형이 실제 인체에서 발생하는 파형과 다르며, 공압을 컵에 인가하여 컵 내부에서 압력을 생성하고 있다. 또한 기기의 평가 시 평가할 수 있는 압력조건 또한 제한적인 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 자동혈압계의 개발 및 평가에 사용되는 장비에 있어 실제 우리 인체에서 발생하는 혈압을 실제 혈관 내에서와 같이 재현하고자 압축된 유체와 비례밸브를 이용하여 혈압 시뮬레이터를 구성하였다. 비례제어밸브의 spool stroke에 따른 압력의 변화가 선형적인 구간을 이용하여 유압을 제어하였고, 이때 기준압력의 파형 및 최대·최소압력 그리고 속도를 PC상에서 조절할 수 있도록 하였다. 구현된 시스템의 압력제어 시 시스템 안정도와 강인성의 향상을 위해 피드백 제어기를 사용하였고, 이때 발생하는 추종오차를 줄이기 위해 피드포워드제어기에 피드백제어기를 혼합한 혼합

제어기를 사용하였다. 두 제어기의 제어성능과 명령추종성능을 평가하여 본 결과 비례제어기만을 적용하였을 때 보다 혼합제어기를 적용하였을 때 더욱 우수한 제어성능과 궤적추종성능을 보였다.

2. 전체시스템의 구성

본 연구에서 구현된 시뮬레이터는 압력발생을 위해 유압제어를 하였다. 먼저 수조에 차있는 오일을 순환펌프에 의해 탱크로 보낸 다음 탱크에 모아진 오일에 공기 압축기를 사용하여 압력을 인가하였다. 이때 공기압축기에서 발생하는 충격압력을 완화시킬 수 있도록 어큐뮬레이터를 사용하였다. 압력탱크 안에 있는 가압된 오일은 파이프에 설치되어 있는 비례밸브를 통하여 관내로 유입되는 오일의 압력을 제어하였다. 비례밸브에 의해 제어된 오일은 파이프에 연결된 실리콘 호스에서 압력을 발생하게 된다. 이 오일은 파이프 끝에 설치된 밸브를 통하여 수조로 다시 유입되어 순환펌프를 통하여 다시 압력탱크로 흘러 들어간다. 이때 혈관에서 발생하는 압력을 재현하기 위해 발생하고자 하는 압력의 파형 및 압력의 크기, 속도 등을 PC상에서 생성하고, 제어기로 입력하여 비례제어밸브를 제어함으로써 압력을 재현하였다. 여기서 사용된 비례제어밸브는 솔레노이드 방식의 비례제어밸브(DLHZO-TE-040-T71, Atos.Co., Italy)이고, 압력센서는(P201C001MGAD, Allsensor.Co., Korea)이다.



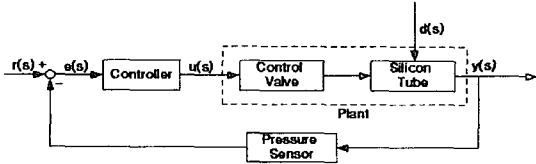
<그림 1> 비례밸브의 Spool stroke에 따른 압력특성 곡선

<그림 1>은 비례밸브의 Spool stroke에 따른 압력특성 곡선을 나타낸다.

3. 제어기설계

3.1. 피드백제어기

관내의 압력을 제어함에 있어 시스템의 안정도-강인성 및 제어성능향상을 위하여 피드백 제어기를 적용하였다.



<그림 2> 피드백제어 블록도

<그림 2>는 피드백제어의 블록도를 나타낸다. 재현하고자 하는 압력인 기준압력 $r(s)$ 를 인가하고 이때 관내에서 발생하는 압력인 출력 $y(s)$ 를 피드백 받아 기준입력과 오차신호 $e(s)$ 를 일정한 비율로 보상하여 구동신호 $u(s)$ 를 발생하는 피드백제어기를 설계하였다. 피드백제어식은 식(1)과 같다.

$$e(s) = r(s) - y(s)$$

$$u(s) = K_p \cdot e(s) \quad (1)$$

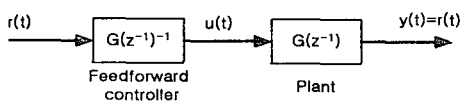
3.2. 피드포워드제어기

$$G(z^{-1}) = \frac{b_1 z^{-1}}{1 + a_1 z^{-1}} \quad (2)$$

플랜트의 전달함수 $G(z^{-1})$ 를 식(2)와 같이 1차 시스템으로 가정하였다.

$$G(z^{-1})^{-1} = \frac{1 + a_1 z^{-1}}{b_1 z^{-1}} \quad (3)$$

플랜트 전달함수의 역함수는 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.



<그림 3> 피드포워드제어 블록도

<그림 3>은 피드포워드제어의 블록도이다. 피드포워드제어기의 전달함수가 플랜트 전달함수의 역함수와 같아지면 재현하고자 하는 기준 입력 $r(t)$ 가 출력 $y(t)$ 의 형태로 제어가 되며 그때의 구동전압 $u(t)$ 를 구하면 식(4)와 같다.

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

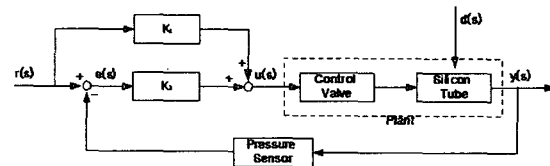
$$b_1 z^{-1} u(t) = (1 + a_1 z^{-1}) r(t)$$

$$b_1 u(z-1) = r(t) + a_1 r(z-1)$$

$$u(t) = \frac{1}{b_1} (r(t+1) + a_1 r(t-1)) \quad (4)$$

실험을 통하여 $r(t)=y(t)$ 가 되는 변수 a_1, b_1 의 값을 추정하여 구동신호 $u(t)$ 를 발생하는 피드포워드제어기를 설계하였다.

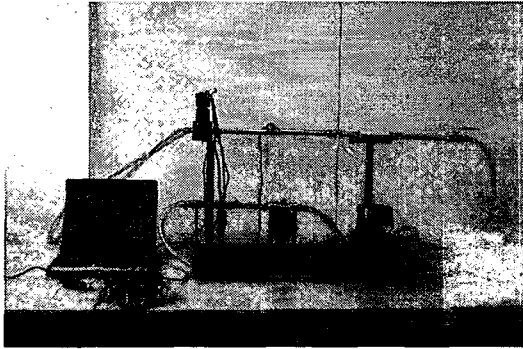
3.3. 혼합제어기



<그림 4> 혼합제어 블록도

<그림 4>는 혼합제어의 블록도이다. 피드포워드제어기에서 추종된 변수들의 값들이 정확하면 피드포워드 입력만으로도 원하는 압력을 재현할 수 있다. 그러나 추정된 변수 값들은 오차가 존재하고, 피드포워드제어기는 개루프 제어를 하게 되므로 외란에 대한 강인성을 확보하기 힘들다. 이를 보완하기 위해 출력신호를 피드백 하여 오차를 보상해 줄 수 있는 피드백제어기를 결합한 혼합제어기를 설계하였다.

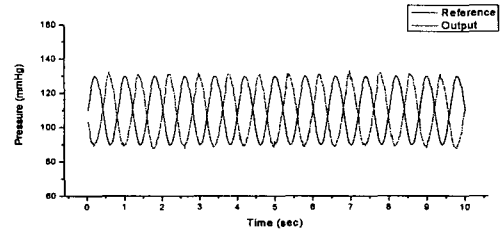
4. 결과 및 고찰



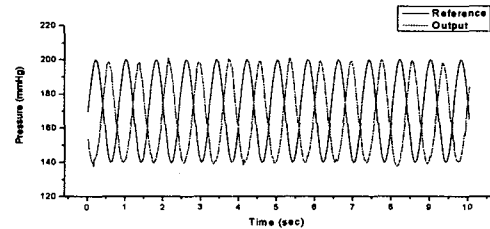
<그림 5> 구현된 시스템의 모습

<그림 5>는 혈관 내 혈압 재현을 위해 구현된 시스템의 모습이다. 구현된 시스템의 제어 성능을 평가하기 위해 PC에서 재현하고자 하는 압력조건을 기준압력(Reference)으로 인가하고 그때 도관 부착된 압력센서로부터 측정된 압력을 출력(Output)으로 하여 시간영역에서 기준압력에 대한 출력의 궤적추종 성능을 평가하였다. 이때 피드백제어기만을 적용하였을 때의 궤적추종 성능과 혼합제어기를 적용하였을 때의 궤적추종 성능을 나누어 평가하였다. 여기서 각각의 피드백 게인은 오버슈트가 발생하지 않는 최적의 제어성능을 갖는 값으로 고정하였고 피드백제어기는 1.1을, 혼합제어기는 0.05의 값을 적용하였다. 기준압력으로는 혈압의 맥동압력을 sin함수로 두고 주기는 일반적인 맥박수인 분당 75 회(1.25 Hz)로 하였으며 진폭은 정상인의 혈압범위인 90-130 mmHg와 고혈압의 혈압범위인 140-200 mmHg로 각각 구분하여 실험하였다. 이때 비례밸브에 인가되는 유체의 압력은 3 kg/cm²로 고정하였고, 도관의 길이는 930 mm, 내경은 14 mm로 고정하였으며, 도관의 출구는 밸브의 on/off시 압력의 상승과 하강속도가 같아지는 크기로 고정하였다. <그림 6>은 정상혈압 범위에서 피드백제어기를 적용하였을 때의 기준입력과 그때의 출력을 나타내며 <그림 7>은 고혈압 범위에서의 피드백제어기를 적용하였을 때의 기준입력과 그때의 출력을 나타낸다. 정상혈압 범위의 피드백제어의 경우 최고혈압에서 1.53 mmHg 최저혈압에서 1.38 mmHg의 오차를 나타내었으며, 고혈압 범위에서의 경우 최고혈압에서

1.37 mmHg 최저혈압에서 1.24 mmHg의 오차를 나타내었다. 그리고 두 경우 모두 위상지연이 발생하였다.

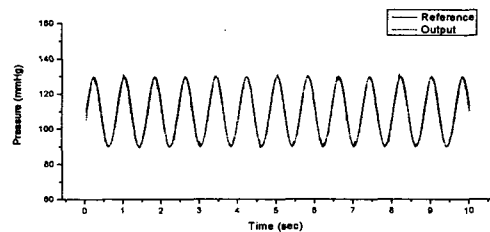


<그림 6> 정상혈압 범위의 피드백제어

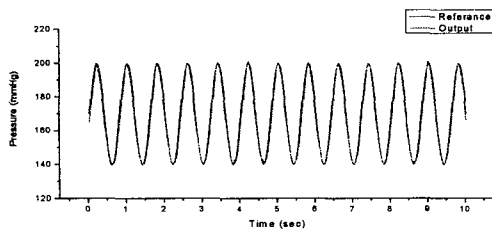


<그림 7> 고혈압 범위의 피드백제어

<그림 8>은 정상혈압 범위에서 혼합제어기를 적용하였을 때의 기준입력과 그때의 출력을 나타내며 <그림 9>는 고혈압 범위에서의 혼합제어기를 적용하였을 때의 기준입력과 그때의 출력을 나타낸다. 정상혈압 범위의 혼합제어의 경우 최고혈압에서 0.70 mmHg 최저혈압에서 0.60 mmHg의 오차를 나타내었으며, 고혈압 범위에서의 경우 최고혈압에서 0.41 mmHg 최저혈압에서 0.47 mmHg의 오차를 나타내었다. 그리고 두 경우 위상지연은 발생하지 않았다.



<그림 8> 정상혈압 범위의 혼합제어



<그림 9> 고혈압 범위의 혼합제어

5. 결론

본 연구에서는 혈압계 개발 및 보정을 위해 혈관 내 혈압을 재현할 수 있는 시뮬레이터를 구현하였다. 그리고 구현된 시스템의 압력제어를 위해 피드백제어기와 혼합제어기를 각각 적용하여 제어성능을 정상혈압과 고혈압으로 나누어 평가한 결과 두 제어기 모두 정상혈압과 고혈압의 압력재현은 되었으나 피드백 제어기의 경우 궤적추종시 위상지연이 발생하였으며 최고·최저압력에서 기준압력과의 압력차가 발생하였다. 반면 혼합제어기의 경우에는 궤적추종시 위상지연은 발생하지 않았고 최고·최저압력 또한 기준압력과의 압력차가 없이 안정적인 제어 성능을 나타내었다. 그러므로 혼합제어기를 적용한 혈압 재현 시뮬레이터를 이용하면 보다 정확한 혈압을 재현할 수 있고 이는 향후 혈압계의 개발 및 보정에 유용하게 사용될 것이다.

참고문헌

[1] Jae Kyu. 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", *Physiologic Experimental*, 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 Oscillonmetric Pulse Profiles", *IEEE*, Vol 27, pp. 211-214. 2000.

[5] K. G. Ng, C. F. Small, "Review of methods and simulators for evaluation of non-invasive blood pressure monitors", *J Clin Eng* 1992; 17: 469-479.

[6] J. N. Amoores, W.B. Geake, "Evaluation of the Critikon 8100 and Spacelabs 90207 non-invasive blood pressure monitors using a test simulator", *J Hum Hypertens*. 1997 Mar;11(3):163-9.