J. Biomed. Eng. Res : 768-776, 2007

유체 순환 혈압 시뮬레이터의 구현

김철한[1], 이규원[2], 남기곤[3], 전계록[4]

[1]동아대학교 전기공학과, [2]부산대학교 기계공학과
[3]부산대학교 전자공학과, [4]부산대학교 의과대학 의공학교실

Implementation of The Fluid Circulation Blood Pressure Simulator

C.H. Kim[1], K.W. Lee[2], K.G. Nam[3], G.R. Jeon[4]

[1]Dept. of Electrical Engineering, Dong-a University
[2]Dept. of mechanical Engineering, Pusan National University
[3]Dep. of Electronics Engineering, Pusan National University
[4]Dep. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University
(Received September 25, 2006. Accepted September 13, 2007)

Abstract

A new type of the fluid circulation blood pressure simulator was proposed to enhance the blood pressure simulator used for the development and evaluation of automatic sphygmomanometers. Various pressure waveform of fluid flowing in the pipe was reproduced by operating the proportional control valve after applying a pressure on the fluid in pressurized oil tank. After that, appropriate fluid was supplied by operating the proportional control valve, which enabled to reproduce various pressure wave of the fluid flowing in the tube. To accomplish this work, the mathematical model was carefully reviewed in cooperating with the proposed simulator. After modeling the driving signal as input signal and the pressure in internal tube as output signal, the simulation on system parameters such as internal volume, cross-section of orifice and supply pressure, which are sensitive to dynamic characteristic of system, was accomplished. System parameters affecting the dynamic characteristic were analyzed in the frequency bandwidth and also reflected to the design of the plant. The performance evaluator of fluid dynamic characteristic using proportional control signal was fabricated on the basis of obtained simulation result. An experimental apparatus was set-up and measurements on the dynamic characteristic, nonlinearity, and rising and falling response was carried out to verify the characteristic of the fluid dynamic model. Controller was designed and thereafter, simulation was performed to control the output signal with respect to the reference input in the fluid dynamic model using the proposed proportional control valve. Hybrid controller combined with an proportional controller and feed-forward controller was fabricated after applying a disturbance observer to the control plant. Comparison of the simulations between the conventional proportional controller and the proposed hybrid simulator indicated that even though the former showed good control performance.

Key words : blood preesure simulator, fluid circulation, hybrid controller, proportional controller, feed-forward controller

Ⅰ. 서 론

혈압은 측정 대상자의 활력징후(vital sign) 및 환자의 질환 진단을 위한 가장 기초적인 생체신호이므로 임상에서는 일상적으로 건강상태를 판단하기 위한 기준으로서 매우 중요한 위치를 차지하고 있다[1]. 일반적으로 혈압은 심박출량(cardiac output), 말초 혈관저항, 혈액량, 동맥혈관의 탄력성 및 여러 가지 혈류역학적인 변수를 나타내는 지표이다[2]. 이러한 혈압의 측정은 대부분의 입원환자에서 하루에 수차례씩, 그리고 외래환자는 병원을 방문시마다 거의 매번 측정한다. 이외에도 수술실에서는 환자의 마취 시에 마취심도와 심혈관계(cardiovascular system)의 혈류역학적인 변화를 관찰하기 위해 지속적으로 혈압을 측정하고 있다[3].

혈압의 측정 방법은 침습적인 방법과 비침습적인 방법으로 구분할 수 있다. 비침습적 혈압 측정 방법은 측정의 간편성과 환자에게

본 논문은 보건복지부 의료공학융합기술 개발사업 (02-PJ3-PG6-EV05-0001) 지원에 의하여 연구되었음.
Corresponding Author : 전계록
(602-739)부산광역시 서구 아미동 1가 10번지 부산대학병원 부산대학교 대학원 의공학협동과정
Tel : 051) 257-2866 / Fax : 051) 257-2867
E-mail : grjeon@pusan.ac.kr

고통을 유발하지 않는 장점을 보유하고 있으나 간헐적인 측정과 측정 기법에 따른 오차의 발생 등 단점을 지니고 있다. 대개의 경우 혈압의 측정은 비침습적인 방법을 많이 사용하고 있으며 청진법(auscultation), 촉진법(palpation), 초음파를 이용한 방법, 오실로메트릭(oscillometric)법, 그리고 토노메트릭(tonometric)법 등이 병행하여 사용되고 있다[4]-[7]. 이들 방법 중 청진법은 대개 오실로메트릭법과 병행하여 사용되며, 고혈압의 진단과 치료의 경과를 관찰하기 위한 목적으로 사용되고 있다[8].

오실로메트릭법을 이용한 자동혈압계의 경우 기기의 정확성을 평가하기 위해서는 침습적인 방법으로 측정된 혈압과 비교하여야 하나, 시술의 어려움과 여러 가지 위험성 때문에 비침습적인 방법으로 혈압을 측정하는 자동혈압계의 평가용 시뮬레이션 장비를 사용하고 있다[9]. 이러한 혈압계 평가용 시뮬레이션 장비에 대한 연구는 혈류의 흐름을 직접 재현하는 방식과 혈류의 흐름에 의해 발생하는 특징을 재현하는 두 가지 방식의 연구가 수행되었다. 1988년 Yong[10]은 첫 번째 방식인 혈류의 흐름을 직접 재현함으로써 커프(cuff)에 의한 혈관의 폐색에 따른 압력의 오실레이션 및 코르트코프음(korotkoff sound)을 발생하는 시뮬레이터에 대한 연구를 수행하였다. 그리고 1981년 Small[11], 1990년 Wang[12] 등에 의해 혈류의 흐름으로 인하여 발생하는 특징인 압력의 오실레이션과 코르트코프음을 인위적으로 발생시키는 시뮬레이터에 대한 연구가 수행되었다. 이러한 연구 결과 1991년 CuffLink (Dynatech Nevada Co., USA)가 개발되었고, 1992년 BP Pump (Bio-Tek Co., USA)와 SmartArm(Clinical Dynamics Co., USA) 등의 상용화된 혈압계 평가용 시뮬레이터 장비로 개발되어 현재까지 오실로메트릭 방식의 혈압계와 청진형 혈압계의 평가 및 보정 장비로 사용되고 있다. 그러나 이러한 혈압 시뮬레이터는 발생하는 압력의 맥동파형이 실제 인체에서 발생하는 혈압의 파형과 다르게 나타나는 단점을 지니고 있다. 그리고 공기압을 커프에 인가하여 커프 내부에서 압력을 발생시키고 있기 때문에 침습적인 방법을 적용할 수 없다는 단점을 지니고 있다.

본 연구에서는 기존의 자동혈압계의 개발 및 평가에 사용되는 혈압 시뮬레이터 장비의 단점들을 보완하고 혈관의 특성을 파악하기 위하여 인체에서 발생하는 혈압을 재현할 수 있는 새로운 형태의 혈압 시뮬레이터를 제안하였다. 제안된 혈압 시뮬레이터는 다음과 같다. 유압 탱크 내의 유체에 압력을 인가하고 전자식 비례제어 밸브를 작동시켜 관내에 적절한 유체를 공급한 후 관내에 흐르는 유체의 다양한 압력 파형을 재현할 수 있는 혈압 시뮬레이터를 설계하였다. 설계된 혈압 시뮬레이터에 압력파형을 입력하면 입력된 파형과 거의 유사한 압력 파형이 발생하도록 제어기를 구성하였다. 이를 위하여 전자식 비례제어 밸브의 구동신호를 입력신호로 두고 혈압 시뮬레이터의 관 내부의 압력을 출력신호로 두어 수학적으로 모델링한 후 상태공간 방정식으로 나타내었다. 그리고 모델에 혈압 시뮬레이터의 동 특성을 결정하는 매개변수의 응답특성에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 결과를 토대로 전자식 비례제어 밸브를 사용한 유체 동역학 모델 특성 평가기를 제작한 후 시스템의 응답특성에 따른 비선형성 등에 대한 실험을 수행하였다. 실험 결과를 토대로 제안한 비례제어 밸브를 사용한 유체 동역학 모델에서 기준입력에 따른 출력신호를 제어하기 위한 혈압 시뮬레이터의 제어기를 설계하였다. 그리고 혈압 시뮬레이터의 관내의 압력 변화를 측정하기 위하여 실리콘으로 제작한 인공 모형 팔을 관의 일정부위에 병렬로 설치하였다. 관내에 압력센서를 부착하여 관내의 압력파형의 변화 양상을 검출하였으며, 인공 모형 팔에는 커프를 설치하여 압력의 변화를 측정하도록 하였다. 제어기는 비례-적분(PI, proportional integrated)제어와 피드포워드 제어를 합성한 혼합(hybrid)제어기를 적용하였다. 여기서, PI제어기는 관내의 압력제어 시 시스템의 안정도 및 제어성능을 향상시키기 위하여 사용하였고, 피드포워드제어기는 추종오차를 감소시키기 위하여 사용하였다.

본 연구에 의해 구현된 혈압 시뮬레이터의 성능을 평가하기 위하여 두 가지 기준입력, 즉 사인파 형태의 정현파와 동맥혈관에서 발생하는 압력파형과 유사한 파형을 생성하여 PI제어기와 혼합제어기의 제어 성능과 추종 성능을 비교 및 검토하였다.

II. 혈압 시뮬레이터의 구현

A. 혈압 시뮬레이터의 구성

본 연구에서 제안한 혈압 시뮬레이터의 구성도는 Fig. 1과 같다.

Fig. 1과 같이 제안한 혈압 시뮬레이터의 작동 순서는 다음과 같다. 먼저 오일탱크에 저장된 오일을 순환펌프를 이용하여 압력탱크로 유입된 후 압력탱크에 모여진 오일에 압축기를 사용하여 압력을 인가하였다. 이때 압축기에서 발생되는 충격 압력을 완화시키기 위하여 어큐뮬레이터(accumulator)를 사용하였다. 압력탱크 안에 있는 가압된 오일은 비례제어 밸브를 통하여 관내로 유입된다. 비례제어 밸브는 밸브의 개・폐를 통하여 관내에 흐르는 유체의 압력 파형을 재현하도록 하였다. 또한 비례제어 밸브의 개・폐에 의해 발생된 유체의 압력은 파이프에 연결된 실리콘으로 제작한 인공 모형 팔 내부로 유입되어 유체의 압력이 검출되도록 하였다. 그 후 유체는 파이프 끝의 오리피스를 통하여 유출되어 오일탱크에 다시 저장되도록 하였다. 이러한 오일 순환과정의 흐름도를 나타내면 Fig. 2와 같다.

이때 비례제어 밸브와 오리피스 사이의 도관 내부에 발생하는 압력을 혈압과 유사한 압력파형으로 재현하기 위하여 구현하고자 하는 압력파형을 PC에서 생성하도록 하였다. 이렇게 생성된 압력파형을 기준입력이라 하고 이 기준 입력은 디지털아나로그변환기(digital to analog converter, DAC)를 통하여 구동밸브인 비례제어 밸브로 입력된다. 구동밸브인 비례제어 밸브는 전기신호인 기준입력에 따라 동작하게 되고 관내에서는 밸브의 동작에 따른 압력이 발생되게 된다. 관내에서 발생된 압력을 압력센서로 측정하여 아나로그디지털변환기(analog to digital converter, ADC)를

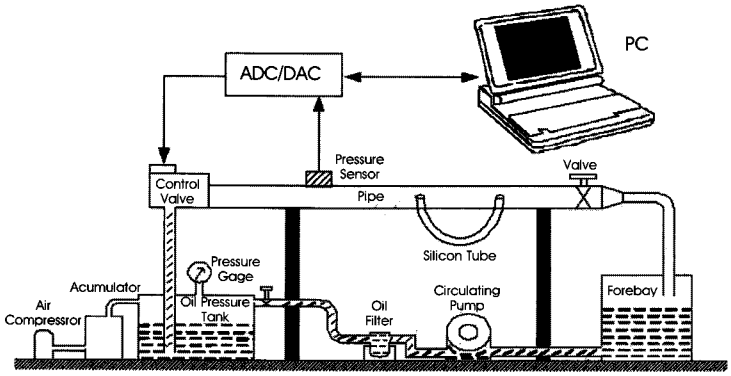

그림 1. 혈압 시뮬레이터의 구성도
Fig. 1. Block diagram of the blood pressure simulator.

통하여 다시 PC로 전달하여 재현하고자 하는 기준입력과의 차이를 계산한 후 계산된 보상신호를 다시 구동밸브로 입력하여 관내의 압력을 제어하도록 하였다.

압력파형을 제어하기 위하여 사용한 비례제어 밸브(DLHZO-TE-040-T71, Atos. Co., ITALY)에 LVDT(linear voltage differential transformer)를 부착하여 솔레노이드 방식의 비례제어 밸브를 제작하였다. 전압에 따른 유량특성 곡선 및 스풀행정(spool stroke)에 따른 압력 특성곡선은 김의 선행연구[13], [14]에 제시하였다. 그리고 관내의 압력을 측정하기 위하여 압전소자 타입의 압력센서(P201C001MGAD, Allsensor. Co., KOREA)를 사용하였다.

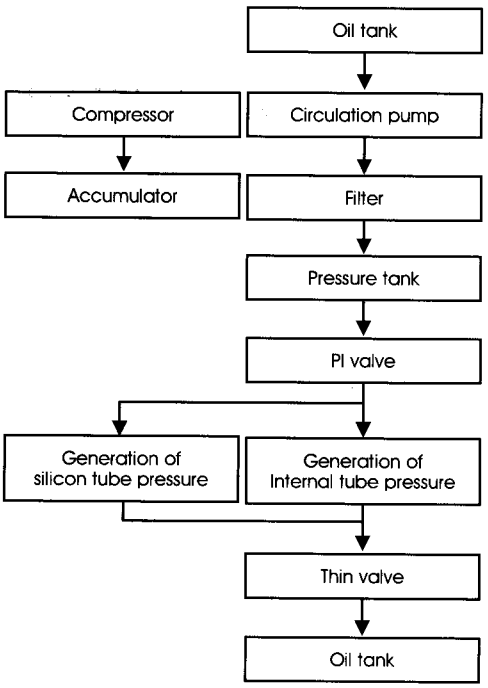

그림 2. 오일의 순환 과정 흐름도
Fig. 2. Flowchart of the oil circulation process.

B. 혈압 시뮬레이터의 동특성 분석

본 연구에서는 혈압 시뮬레이터의 관내로 흐르는 유체의 압력파형을 재현할 수 있는 시스템을 구성하기 위하여 수학적으로 모델링한 후 상태공간 방정식으로 나타내었다. 그리고 시스템의 동적 특성에 영향을 미치는 매개변수, 즉 관내 체적, 오리피스 단면적, 공급압력 등을 변화시켜 직류이득, 대역폭, 주파수 응답특성에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 수행 결과를 토대로 비례제어 밸브를 사용한 유체 동역학 모델 특성 평가기를 제작한 후 시스템의 응답특성, 즉 구동전압에 따른 스텝함수의 응답특성, 첩(chirp)파형을 인가한 경우 주파수 응답특성, 구동전압과 압력탱크에 따른 비선형성 등에 대한 실험을 수행하였다.

혈압 시뮬레이터의 모델링

인체의 동맥혈관에서 발생하는 압력파형과 유사한 압력을 발생시키는 혈압 시뮬레이터를 개발하기 위하여 혈압 시뮬레이터를 수학적으로 모델링하였다. 이를 위하여 전기유압서브시스템(electro hydraulic servo system)을 제안하였다. 제안한 전기유압서브시스템의 비례제어 밸브를 1차 시스템으로 모델링하고 비례제어 밸브와 파이프 사이의 유량, 유체의 압축성을 고려한 파이프 내의 유체 연속방정식 등을 김의 선행연구[13], [14]와 같이 적용한 후 이를 상태방정식으로 나타내었다.

혈압 시뮬레이터 매개변수의 동특성 분석

혈압 시뮬레이터의 플랜트를 설계하기 위하여 제어기의 동특성에 민감하게 반응하는 매개변수, 즉 관내 체적, 오리피스 단면적, 공급압력 등을 Table 1과 같이 선정하였다. 선정된 매개변수 중 2개의 매개변수는 고정하고 1개의 매개변수를 변화시키면서 시뮬레이션을 수행하였다.

관내 체적을 $353.4cm^3$, 오리피스 단면적 A_0를 $0.14cm^2$로 고정하고, 공급 압력 P_t를 각각 $30kgf/cm^2$, $3kgf/cm^2$, 1 kgf/cm^2일 때의 주파수 특성은 공급 압력 P_t가 증가할수록 시스템의 DC 이득과 대역폭이 증가함을 알 수 있었다. 그리고 관내

표 1. 플랜트 설계를 위해 시뮬레이션에 적용한 혈압 시뮬레이터의 매개변수
Table 1. Parameters of the blood pressure simulator applied to simulation for plant design

	Pipe Volume($A \times L$)	Orifice Cross Section(A_0)	Supply Pressure(P_t)
1	$100cm^3$	$0.1cm^2$	$30kgf/cm^2$
2	$353.4cm^3$	$0.14cm^2$	$3kgf/cm^2$
3	$600cm^3$	$0.3cm^2$	$1kgf/cm^2$

체적을 $353.4cm^3$, 공급 압력 P_t을 $3kgf/cm^2$로 고정하고, 오리피스 단면적 A_0을 각각 $0.1cm^2$, $0.14cm^2$, $0.3cm^2$로 변화시킬 때의 주파수 특성은 을 나타내면 Fig. 3과 같다. Fig. 3에서 오리피스 단면적 A_0가 감소하면 DC 이득은 증가하지만 대역폭에는 무관함을 알 수 있었다. 공급압력 P_t를 $353.4cm^3$, 오리피스 단면적 A_0을 $3kgf/cm^2$로 고정하고, 관내 체적 을 각각 $100cm^3$, $353.4cm^3$, $600cm^3$로 변화시킬 때의 주파수 특성은 관내 체적 이 감소하면 대역폭은 증가하지만 DC 이득은 영향이 없음을 알 수 있었다. 이와 같이 관내 체적, 오리피스 단면적, 공급 압력 등이 시스템에 미치는 영향을 파악하였다. 공급 압력은 시스템의 DC 이득과 대역폭에 영향을 미치며, 관내 체적 변화는 대역폭에는 영향을 미치나 DC 이득에는 무관함을 알 수 있었다. 오리피스 단면적의 변화는 DC 이득에는 영향을 주지만 대역폭에는 무관함을 알 수 있었다. 이러한 결과들을 토대로 플랜트의 매개변수를 결정하였다[14].

비례제어 밸브를 사용한 유체동역학 모델 특성 평가

시뮬레이션을 통한 시스템 매개변수 동특성 분석 결과를 토대로 하여 전자식 비례제어 밸브를 사용한 유체동역학 모델 특성 평가기를 Fig. 4와 같이 제작하고 실험하였다.

유체동역학 모델을 평가하기 위하여 비례제어 밸브와 오리피스 사이의 도관 내부에 발생하는 압력을 PC상에서 기준입력에 따라 제어하도록 할 수 있도록 구성한 프로그램은 Fig. 5와 같다. 작성된 프로그램은 크게 세 가지 기능, 즉 구동신호 생성, 데이터 저장 및 출력, 데이터 분석을 수행하도록 하였다. 먼저, 구동신호 생성부에서는 시스템의 구동신호인 네 가지 파형, 즉 첩(chirp), 사인, 스텝, 그리고 혈압 파형 등을 생성하도록 하였다. 다음으로, 데이터 저장 및 출력부에서는 구동신호와 시스템의 응답 특성을 텍스트 파일로 저장하고, 이를 PC 모니터에 출력하는 기능을 수행하도록 하였다. 마지막으로, 데이터 분석부에서는 저장된 구동신호와 시스템의 응답 특성 데이터를 사용하여 커브 피팅, 주파수응답, FFT, 역함수 등을 구할 수 있도록 하였다.

제안한 혈압 시뮬레이터 모델의 타당성을 검토하기 위하여 전자식 비례제어 밸브를 사용한 유체동역학 특성 평가기의 동특성과 비선형 분석을 수행하였다. 먼저, 동특성 분석에서는 스텝함수 응답특성과 주파수 응답특성을 분석하였고, 시스템의 전달함수와 보드선도를 구하여 유체동역학 모델 평가를 하였다. 실험을 위해 압력탱크의 압력을 2,503 mmHg, 오리피스 각도를 20°로 고정하였다. 스텝함수의 구동전압을 0.1 V에서 시작하여 0.1 V 단위로 증가시켜 0.6 V까지 증가시키면서 구동전압에 따른 시스템의 응답특성을 측정하였다[14]. 그리고 구동전압을 0.1 V 단위로 증가 시 구동전압에 따른 지연시간의 특성을 측정한 결과 지연시간은 구동전압과 반비례하는 양상을 나타내었다. 또한 유체동역학 모델의 주파수 응답특성을 측정하기 위하여 첩 파형을 PC에서 생성하여 비례제어 밸브에 인가, 즉 유체동역학 모델 평가기의 구동입력으로 인가한 후 주파수 응답 특성을 측정하였다. 실험을 수행하기 위하여 구현된 유체동역학 모델 평가기의 압력탱크에 압력을 2,503 mmHg, 오리피스 각도를 20°로 고정하고 비례제어 밸브의 구동전압으로 첩 파형을 $0.2(\cos(\omega(t)t)+1)V$를 인가하였을 때의 응답 특성을 구한 결과는 김의 선행연구[14]에 제시하였다. 다음으로 유체동역학 모델 특성 평가기의 비선형성에 관한 실험을 수행하였다. 이를 위해 압력탱크의 압력을 2,503 mmHg, 오리피스 각도를 20°로 고정하였다. 계단파의 구동전압을 0.1 V에서부터 0.1 V씩 0.6 V까지 증가시키면서 인가된 구동전압에 따른 시스템의 응답 특성을 관찰하였다. 그리고 구동전압을 0.1 V로 고정한 후

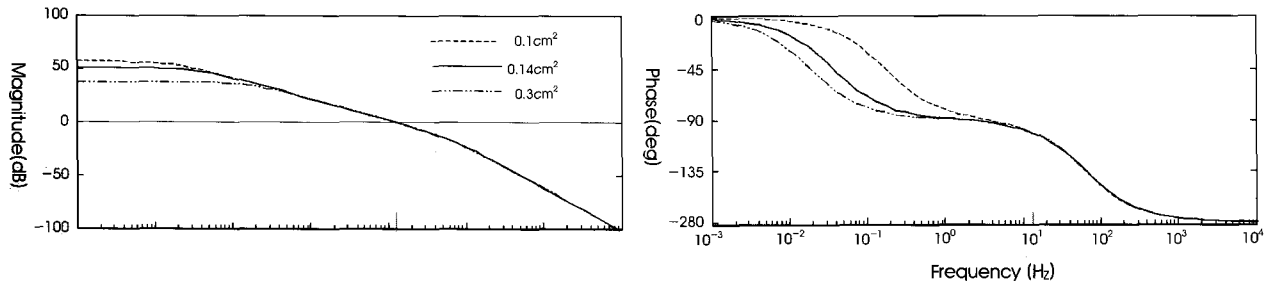

그림 3. 오리피스 단면적 변화에 따른 프랜트의 보드선도
Fig. 3. The bode plot of the system by the cross section of orifice.

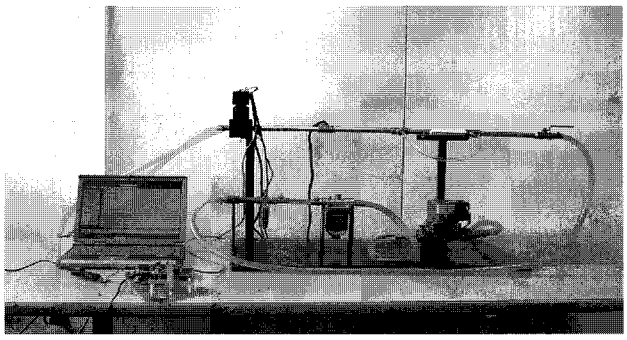

그림 4. 구현된 전자식 비례제어 밸브를 사용한 유체동역학 모델의 특성 평가기 사진

Fig. 4. A photography of implemented equipment for evaluation of the characteristics of fluid dynamic model using electronic proportional control valve.

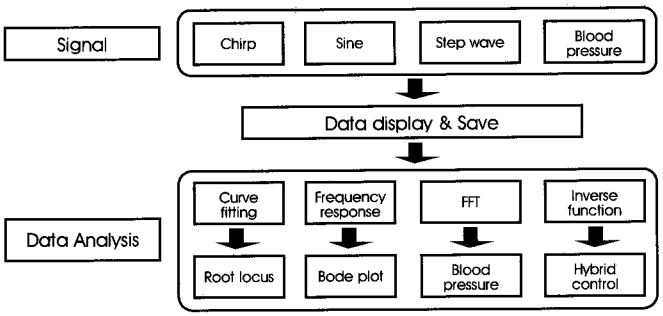

그림 5. 전자식 비례제어 밸브를 사용한 유체동역학 모델 평가 프로그램

Fig. 5. Block diagram of the program for evaluation of fluid dynamics model using electronic proportional control valve.

압력탱크의 압력 변화에 따른 시스템의 응답 특성 변화 양상을 관찰하였다. 실험 결과 구동전압에 따른 시스템 특성 곡선은 구동전압이 0.3 V까지는 압력이 거의 선형적으로 변화하였으나, 0.3 V 이상인 경우에는 압력이 포화되는 양상을 나타내었다. 그리고 압력탱크 압력 변화에 따른 시스템의 응답 특성 곡선은 유체동역학 모델에서의 탱크압력의 비선형 요소를 반영함을 알 수 있었다[14].

Ⅲ. 제어기 설계

A. 혼합제어기의 설계

혈압 시뮬레이터의 관내에 흐르는 유체의 압력을 제어하기 위하여 비례적분 피드백 제어와 역 동역학을 이용한 피드포워드 제어를 합성한 혼합제어기(hybrid controller)를 제안하였으며, 제안된 제어기의 구성도는 Fig. 6과 같다.

Fig. 6에서 G_n는 공칭플랜트모델(nominal plant model), K는 비례적분제어기, $\triangle G$는 모델링 오차를 나타낸다. 따라서 플랜트의 전달함수는 $G_n + \triangle G$이다. 그리고 $r(t)$는 기준 입력신호, $y(t)$는 출력신호, $u_0(t)$는 비례적분제어기 입력신호, $u_f(t)$는 피드포워드제어기의 입력신호 등을 나타낸다. Fig. 6에서 혼합제어기의 제어입력 $u(t)$와 출력신호 $y(t)$는 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$y(t) = \frac{1+\triangle G(z^{-1})G_n^{-1}(z^{-1})+(G_n(z^{-1})+\triangle G(z^{-1}))K(z^1)}{1+(G_n(z^{-1})+\triangle G(z^{-1}))K(z^{-1})} r \quad (2)$$

여기서, 모델링 오차가 공칭모델에 비해 미소하다고($G_n \gg \triangle G$)가정하면, 출력신호는 입력신호와 거의 유사하게 둘 수 있다.

B. 비례적분제어기의 설계

혈압 시뮬레이터의 관내에 흐르는 유체의 압력을 제어하기 위하여 비례적분제어기를 설계하였다. 비례적분제어기의 구성도를 나타내면 Fig. 7과 같다.

C. 피드포워드제어기의 설계

관내에 흐르는 유체의 압력 파형의 추정오차를 감소시키기 위하여 플랜트의 역 동역학을 이용하였다. 이때 플랜트의 전달함수를 1차 시스템으로 가정하였으며, 김의 선행연구[13], [14]와 같이 비례적분 피드백 제어와 역 동역학을 이용한 피드포워드 제어를 합성한 혼합제어기의 제어입력을 구하여 적용하였다.

Ⅳ. 실험 및 고찰

A. 혈압 시뮬레이터의 구현

유체와 유체 저항을 이용하여 관내의 압력을 제어함으로써 혈압

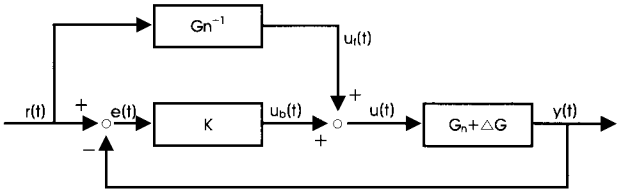

그림 6. 제안된 혼합제어기의 구성도

Fig. 6. Block diagram of proposed hybrid controller.

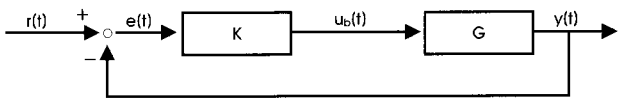

그림 7. 비례적분제어기의 구성도

Fig. 7. Block diagram of the proportional integration controller.

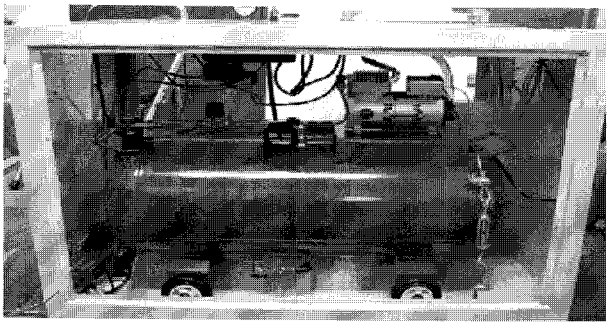

그림 8. 제작된 혈압 시뮬레이터 외형
Fig. 8. An external sharp of producted the blood pressure simulator.

을 재현할 수 있는 혈압 시뮬레이터를 Fig. 8과 같이 구현하였다. 압력을 발생시키기 위하여 유체를 60L 공압탱크에 저장하여 공기 압축기를 통하여 공압탱크 내의 압력을 3 kgf/cm2로 인가하도록 구성하였다. 압력이 인가된 압력탱크 내의 유체를 비례제어 밸브를 경유하여 관내에 공급하였다. 공급된 유체는 총 길이 400 mm, 직경 15 mm의 파이프 내에서 압력을 발생시키고 파이프 끝단에 설치된 직경 1.5 mm의 오리피스를 통하여 외부로 배출하도록 구성하였다. 이때 배출된 유체는 유체 저장탱크로 유입되어 순환펌프를 이용하여 다시 공압탱크로 유입되도록 구성하였다. 유체의 저장 및 순환, 가압을 위한 공압탱크 및 공기압축기, 순환펌프, 오일필터, 비례제어 밸브 등은 시스템 내부에 구성하였고, 압력제어를 위한 PC와 각 전기 장치의 동작 스위치와 관내의 압력을 외부에서 측정하기 위한 모의혈관 및 모의혈관 연결부를 외부에 구성하였다. 혈압 시뮬레이터의 제작에 대한 설계 사양은 김의 선행연구[13], [14]에 제시하였다.

B. 혈압 시뮬레이션의 압력파 제어 성능 평가

제작된 혈압 시뮬레이터의 제어 성능을 평가하기 위해서 두 가지 형태, 즉 정상인의 혈압 영역과 고혈압 환자의 혈압 영역에 해당하는 압력파형에 대해 실험을 수행하기 위하여 우선적으로 정상인의 이완기 혈압은 80 mmHg이고, 수축기 혈압은 120 mmHg에 해당하며, 고혈압 환자인 경우 이완기 혈압은 140 mmHg이고, 수축기 혈압은 200 mmHg에 해당하는 사인파를 입력하여 실험하였다. 그러나 정상인과 고혈압 환자의 맥박수는 분당 75회로 동일하게 설정하였다. 이를 고려하여 정상인의 혈압 영역에서의 압력파 $P_n(t)$와 고혈압 환자의 혈압 영역에 해당하는 사인파 형태의 압력파 $P_h(t)$를 식(3) 및 식(4)와 같이 수학적으로 가정하였다.

$$P_n(t) = 100 + 20Sin2.5\pi t \tag{3}$$

$$P_h(t) = 170 + 30Sin2.5\pi t \tag{4}$$

이때 제안된 혼합제어기와 비례적분제어기에 각각 적용하여 유압 제어 성능을 평가하였다. 샘플링 시간을 1/200 sec일 때 제안된 혼합제어기와 기존 비례제어제어기의 제어이득 값들을 나타내면 Table 2와 같다.

정상인의 혈압 영역에 해당하는 사인파 형태의 압력파, 즉 식(3)을 혈압 시뮬레이터로 재현하여 나타내면 Fig. 9와 같다. 혈압 시뮬레이터에 비례적분 제어를 적용하여 정상인의 혈압에 대한 제어기의 제어 성능을 나타내면 Fig 9.(a)와 같다. 이때 혈압 재현 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내고 있지만 기준입력에 대해 정상상태 오차와 위상지연이 발생됨을 알 수 있다. 즉 재현된 압력의 오차범위는 ±1.4 mmHg이었다. 그리고 혈압 시뮬레이터에 제안된 혼합제어기를 적용하였을 때 정상인의 혈압 영역에서의 압력파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타내면 Fig 9.(b)와 같다. Fig 9.(b)에서 혈압 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내었으며, 또한 기준입력에 대한 추종 성능이 양호함을 알 수 있었다. 재현된 압력의 오차범위는 ±0.5 mmHg이었다.

고혈압 영역에 해당하는 사인파 형태의 압력파, 즉 식(4)를 혈압 시뮬레이터로 재현하여 나타내면 Fig. 10과 같다. 혈압 시뮬레이터에 비례적분 제어를 적용하여 고혈압 환자의 혈압 영역에서의

표 2. 혼합제어기와 기존 비례제어제어기의 제어 이득
Table 2. Control gain of hybrid controller and PI controller

Controller Gain	Hybrid Controller	Proportional Integrated Controller
k_1	0.5	0.9
k_2	0.35	0.76
a_1	0.07	0
b_1	0.04	0

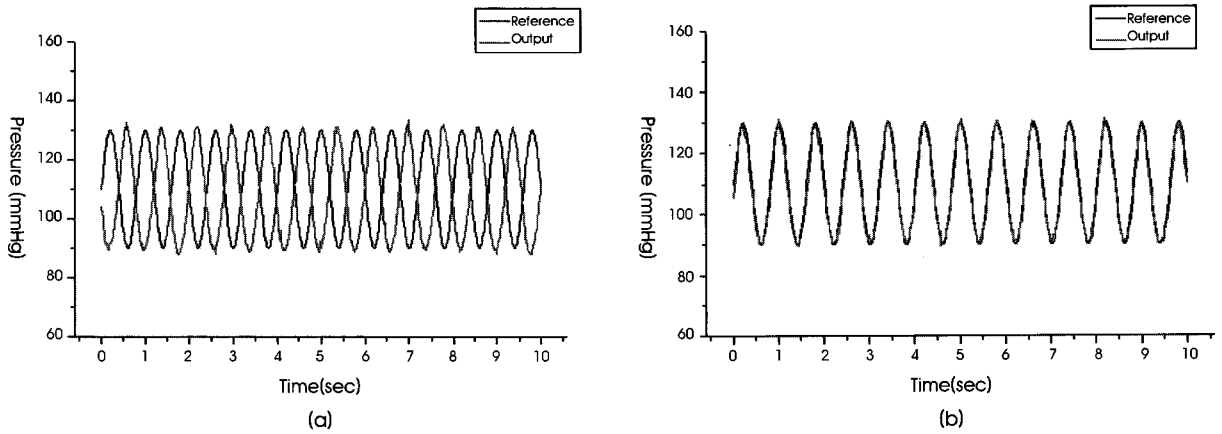

그림 9. 구현된 혈압 시뮬레이터에 정상 혈압파형에 해당하는 사인파(80～120 mmHg)를 인가한 경우 제어된 파형: (a) 비례적분제어기의 제어 성능, (b) 혼합제어기의 제어 성능

Fig. 9. Controlled waveform applied to sine wave(80～120 mmHg) correspond to the blood pressure of normal state in implemented the blood pressure simulator: (a) control performance of proportional integrated controller and (b) control performance of hybrid controller.

압력파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타내면 Fig. 10(a)와 같다. 이때 혈압 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내고 있지만 기준입력에 대해 정상상태 오차와 위상지연이 발생됨을 알 수 있었다. 즉 재현된 혈압의 오차범위는 ±1.5 mmHg이었다. 그리고 혈압 시뮬레이터에 제안된 혼합제어기를 적용하였을 때 고혈압 환자의 혈압 영역에 해당하는 사인파 형태의 압력파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타내면 Fig. 10(b)와 같다. 혈압 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내었고, 또한 기준입력에 대한 추종 성능이 양호함을 알 수 있었다. 재현된 혈압의 오차범위는 ±0.7 mmHg이었다.

상기의 실험 결과에서 제안된 혈압 시뮬레이터에서 유체 압력을 제어하기 위하여 적용한 비례적분제어기는 혼합제어기에 비하여 제어 성능이 저하되었으며, 입력된 압력 파형의 재현 시에 정상상태의 오차와 위상지연이 거의 90° 정도 발생함을 알 수 있었다. 그러나 제안한 혼합제어기에서는 전 구간에서 제어 성능을 일정하게 유지할 뿐만 아니라 피드포워드 제어기 영향으로 입력된 압력 파형의 재현 시 위상차가 거의 미미함을 관찰할 수 있었다.

제안된 혈압 시뮬레이터에서 중첩파를 제어하는 경우 단일 압력파를 재현하였을 때와 같이 비례적분제어기는 혼합제어기에 비하여 제어 성능이 떨어짐과 동시에 압력 파형을 추종 시 정상상태의 오차와 위상지연이 발생함을 알 수 있었다. 그러나 제안한 혼합제어기는 맥동의 속도가 빨라짐에 따라 압력의 상승구간에서 느린 상승을 나타났으나, 전 구간에서 제어 성능을 일정하게 유지할 뿐만 아니라 피드포워드 제어기 영향으로 압력 파형을 추종 시 위상

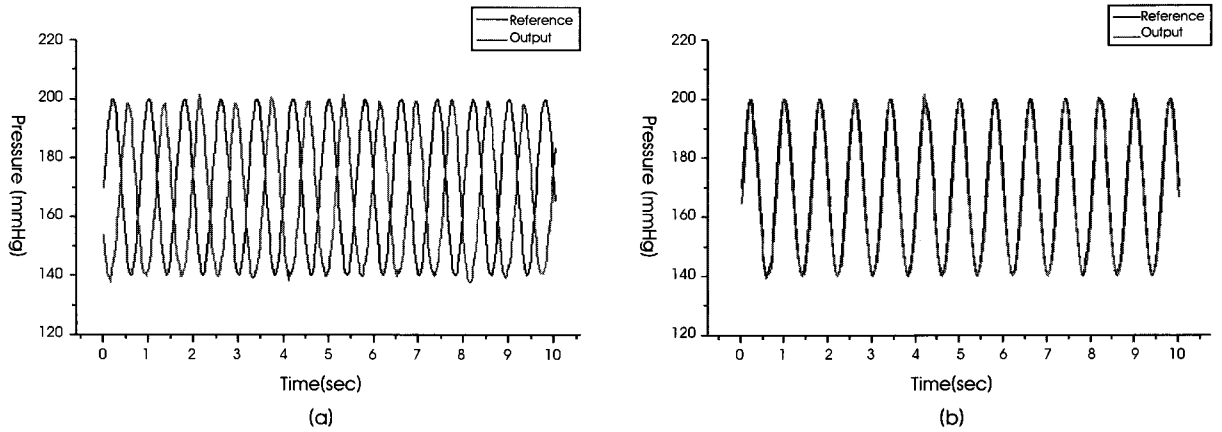

그림 10. 구현된 혈압 시뮬레이터에 고혈압 파형에 해당하는 사인파(140 ~ 200 mmHg)를 인가한 경우 제어된 파형: (a) 비례적분제어기의 제어 성능, (b) 혼합제어기의 제어 성능

Fig. 10. Controlled waveform applied to sine wave(80 ~ 120 mmHg) correspond to the blood pressure of hypertension state in implemented the blood pressure simulator: (a) control performance of proportional integrated controller and (b) control performance of hybrid controller.

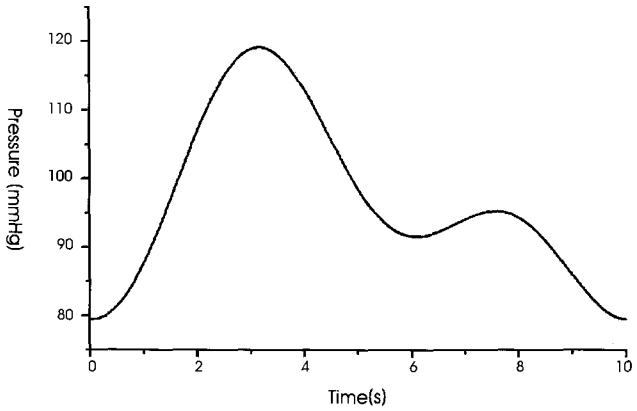

그림 11. 사인파형의 혼합에 의한 생성한 중첩파형
Fig. 11. A generated combined waveform by means of mixed sign waves.

차가 미소하게 발생함을 알 수 있었다.

C. 혈압 시뮬레이터의 중첩파형 제어 성능 평가

인체에서 발생하는 혈압의 파형은 사인파 형태의 맥동파가 발생되지 않고 심장의 박동과 심혈관계의 특성 및 혈류의 반사파 등이 중첩된 다양한 형태의 파형으로 나타난다. 따라서 비침습적 혈압 측정기의 성능을 평가하기 위해서는 구현한 혈압 시뮬레이터에 혈압 파형과 유사한 파형을 입력하여 재현성을 평가하여야 한다.

본 연구에서는 혈압 시뮬레이터를 이용하여 중첩된 압력파형에 대한 제어 성능을 평가하기 위하여 혈압파형과 유사한 중첩파를 생성하여 혈압 시뮬레이터의 기준입력으로 인가하였다. 이때 중첩파는 혈압파형의 특징인 압력 하강 시 발생하는 압력의 재상승을 나타낼 수 있도록 사인함수의 합으로 나타내었다. 생성된 중첩파는 최고압력이 120 mmHg이고 최저압력이 80 mmHg이며 다음의 수식에 의해 나타낼 수 있다.

$$f(t) = 51 + 14.71\sin(2\pi t - 0.6) + 8.58\sin(4\pi t - 1.8) \quad (5)$$

식(5)에 의한 생성된 중첩파의 파형을 도시화하면 Fig. 11과 같다. 이러한 중첩파형을 생성하여 제안된 혈압 시뮬레이터의 기준신호로 입력하여 비례적분제어기와 혼합제어기의 제어 성능을 평가한 결과는 다음과 같다.

실험을 수행하기 위하여 맥박이 정상 영역이며 주파수가 1.0 Hz인 중첩파형을 제안한 혈압 시뮬레이터에 기준신호로 입력하여 비례적분제어기와 혼합제어기의 제어 성능을 평가하기 위하여 실험한 결과를 나타내면 Fig. 12와 같다. 비례적분제어기를 적용하였을 때 중첩파에 대한 제어기의 제어 성능을 나타내면 Fig. 12(a)와 같다. Fig. 12(a)에서 알 수 있듯이 비례적분제어기를 적용하였을 경우 제안한 혈압 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내고 있지만 기준입력에 대해 정상상태의 오차와 위상지연이 발생하고 있었다. 그러나 0.5 Hz의 중첩파 실험에서와는 달리 압

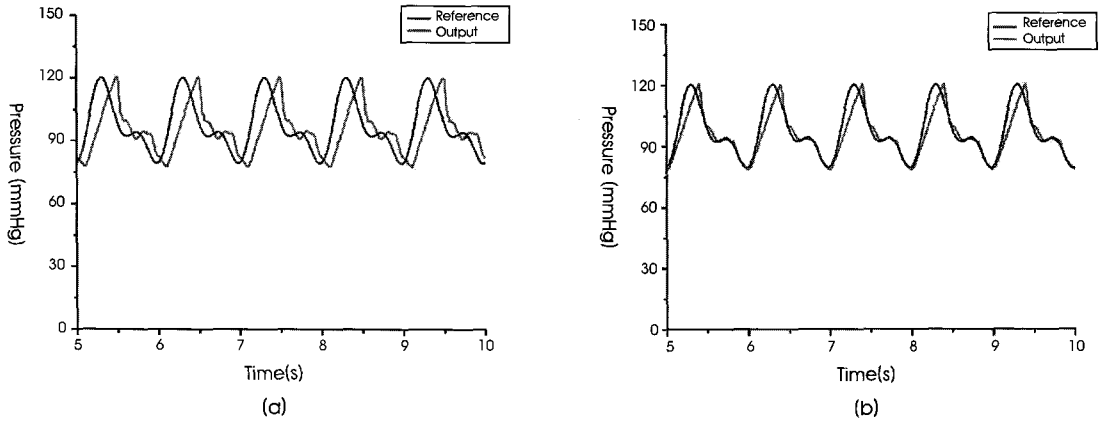

그림 12. 구현된 혈압 시뮬레이터에 1.0 Hz의 중첩파형을 인가한 경우 제어된 파형: (a) 비례적분제어기의 제어 성능, (b) 혼합제어기의 제어 성능
Fig. 12. Controlled waveform applied to combined waveform(1.0 Hz) in implemented the blood pressure simulator: (a) control performance of proportional integrated controller and (b) control performance of hybrid controller.

력의 재상승 구간에서 압력 상승이 이루어짐을 확인할 수 있었다. 이때 기준입력에 대한 정상상태의 오차는 ±2.75 mmHg이었으며 위상은 50.5°정도 지연되었다. 그러나 혼합제어기를 적용하였을 경우의 중첩파에 대한 제어기의 제어 성능을 도시화하면 Fig. 12(b)와 같다. Fig. 12(b)에서 알 수 있듯이 혼합제어기를 적용하였을 경우 제안한 혈압 시뮬레이터는 전 구간에서 일정한 제어 성능을 나타내었으며 기준입력에 대한 정상상태의 오차는 많이 감소되었고 위상지연이 발생하지 않은 상태로 제어되고 있으나 압력의 상승구간에서 기준입력에 비해 압력상승이 느리게 진행됨을 알 수 있었다. 이때 기준입력에 대한 정상상태의 오차는 ±1.15 mmHg이었다.

V. 결 론

본 연구에서는 비례제어 밸브와 혼합제어기를 이용하여 혈압계를 평가할 수 있는 혈압 시뮬레이터를 구현하였으며, 구현된 시스템의 유용성과 재현성을 평가하고자 하였다. 구현된 혈압 시뮬레이터는 가압된 유체를 비례제어 밸브의 개폐를 통하여 유량을 제어함으로써 유체의 흐름에 의해 압력을 발생하는 기능을 수행한다. 이때 발생하는 압력을 제어하기 위하여 압력센서를 통하여 관내의 압력을 측정하여 재현하고자 하는 압력과의 차이를 보상하는 폐회로 제어기를 설계하였다. 관내의 압력을 사용자가 입력한 파형에 따라 제어될 수 있도록 비례적분제어기와 혼합제어기를 설계하여 적용하였다. 기존의 혈압 시뮬레이터의 경우 공기압을 이용하여 압력 파형과 맥박수를 구현한데 비해 제안된 혈압 시뮬레이터는 관내에 흐르는 유체의 압력파형을 제어함으로써 인체의 동맥혈관 내에 흐르는 혈액의 압력파형을 구현하고자 하였다. 구현된 혈압 시뮬레이터의 동작 특성을 살펴보기 위하여 먼저 사인파 형태의 압력파형을 기준입력으로 인가하여 시스템의 유압 발생 시 비례적분제어기와 혼합제어기의 제어성능을 평가하여 보았다. 비례적분제어기를 적용한 결과 파형을 추종하는 데에 정상상태 오차와 위상지연이 발생함을 알 수 있었고, 비례적분제어기에 피드포워드제어기를 혼합한 혼합제어기를 적용한 결과 비례적분제어기에 비해 정상상태 오차와 위상지연이 줄어드는 현상을 확인 할 수 있었다. 그리고 인체의 동맥혈관에서 나타나는 압력파형에 대해 비례적분제어기와 혼합제어기의 제어 성능을 알아보기 위하여 중첩파형을 생성하여 혈압 시뮬레이터의 기준입력으로 인가하여 비례적분제어기와 혼합제어기의 제어성능을 평가하였다. 평가 결과 사인파 형태의 압력파형에서와 같이 비례적분제어기를 적용한 경우에는 파형을 추종하는 데에 정상상태 오차와 위상지연이 발생함을 알 수 있었고, 혼합제어기를 적용하였을 경우에는 정상상태 오차 및 위상지연이 줄어드는 현상을 확인할 수 있었다. 이러한 실험결과에 의해 기준입력으로 중첩파형이 인가되어도 혈압 시뮬레이터가 파형을 재현하는 제어 성능에는 차이가 없음을 알 수 있었다. 그러나 중첩파의 경우 1.0 Hz일 때의 초기 압력 상승에 있어서 기준입력보다 느린 압력상승을 보였으며 이는 중첩파가 가지는 두 개의 피크치에 대해 동일한 보상신호가 적용됨으로써 절흔 부분을 나타내는 구역에서의 압력 상승은 잘 재현되었으나 상대적으로 압력상승폭이 큰 초기 압력상승 구간에서 느린 상승을 나타낸 것으로 생각된다. 그리고 본 연구에서 제안한 혈압 시뮬레이터는 향후 침습적 혈압측정 장치나 비 침습적 혈압측정 장치의 개발 및 보정뿐만 아니라 혈압과 혈관을 연구하는 데에도 적용 가능하리라 사료된다.

참고문헌

[1] Jae Kyu. Cheun, *Cardiopulmonary Physiology for the Clinicians*, Koon Ja Publishing Inc, 1996.

[2] Moss, A. J., *Indirect method of Blood Pressure Measurement; Symposium on Hypertension in Childhood and Adolescence*, pp.3-14, 1975.

[3] Marier, W. R., *Noninvasive Blood Pressure Monitoring; Monitoring in Anesthesia and Critical care Medicine*, pp.29-39, 1985.

[4] G. M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The korotkoff sound," *Amm. Biomedical Eng*, vol. 17, pp.325-359, 1989.

[5] Ware R. W., laenger C. J., "Indirect blood pressure measurement doppler ultrasonic kinetoarterio graphy", in *Proc. 20th Ann Conf, Eng Med Biol*, vol. 9, pp. 27-30, 1967.

[6] Lee A. Taylor, Ronald G. Bennett, and Thomas J. Dorsett, "The application of signal averaging to the NIBP oscillometric waveform," *IEEE*, pp.691-692, 1997.

[7] 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.

[8] Horan, J. J., Padgett, N. E., Kennedy, H. L, "Ambulatory blood pressure monitoring," *Recent Advances and Clinical Application. American Heart Journal*, vol. 6, pp.843-848, 1981.

[9] J. N. Amoore, W.B. Geake, "Evaluation of the critikon 8100 and spacelabs 90207 non-invasive blood pressure monitors using a test simulator," *J. Hum Hypertens*, vol.3, pp.163-169, 1997.

[10] Yong, P. G., *A Surrogate Arm for the Evaluation of Automatic Blood Pressure Measuring Devices*, M.S.E.E. thesis, Prudue University, West Lafayette, IN, 1988.

[11] Small, C. F., et al., "Development of an artificial arm for testing autosphygmomanometers," in *Proc. AAMI 16th Annual Meeting*, Washington, DC, 1981, pp.92.

[12] Wang, M. *Development of K-sound and Oscillometric Pulse Generating System for NIBP Monitor Tester*, M. Sc. thesis, Department of Mechanical Engineering, Queen's University, Kingston, Ontario, Canada, 1990.

[13] C. H. Kim and G. R. Jeon, "Blood pressure simulator using hybrid controller," *Journal of the Korea Sensors Society*, vol. 16, no. 1, pp. 44~51, 2007.

[14] Cheol Han Kim, "Implementation of the fluid circulation blood pressure simulator" PhD thesis, Pusan National University, 2007.