

혈압파형에 초점을 맞춘 심혈관계 시뮬레이터의 개발

이주연¹ · 장민² · 신상훈³

¹상지대학교 일반대학원 동서의료공학과, ²상지대학교 일반대학원 한방의료공학과,
³상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과

Development of a Cardiovascular Simulator Focused on the Pressure Wave

Ju-Yeon Lee¹, Min Jang² and Sang-Hoon Shin³

¹Dept. of East-West Medical Engineering, Sangji University,
^{2,3}Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University
(Received January 31, 2013. Accepted March 21, 2013)

Abstract: The conventional simulators used the expensive commercial artificial heart with a limited performance, and focused on replicating the heart function. The arterial pressure is the key factor of the cardiovascular disease. The purpose of this study is to develop a simulator focused on the pressure wave. The simulator is composed of a step motor, slider-crank mechanism, piston-cylinder, two check valves, an elastic tube, and two reservoirs. With the changes of design parameters, the functions of the simulator were evaluated. The simulator shows the good agreement of the characteristics of the cardiovascular system.

Key words: Cardiovascular, Simulator, slider-crank mechanism, pressure wave

1. 서 론

한국인의 3대 사망원인인 암, 심장병, 뇌졸중 중 암을 제외한 두 질환은 모두 심혈관질환에 속한다[1]. 다양한 원인으로 인해 발생하는 심혈관 질환의 여러 현상들을 규명하기 위해 전 세계적으로 많은 연구들이 이루어지고 있다. 심혈관 질환연구의 대표적 방법은 동물이나 사람을 이용한 임상시험이다. 그러나 임상연구는 막대한 비용과 오랜 시간이 걸린다는 단점이 있다. 컴퓨터를 이용한 시뮬레이션은 적은 비용으로 빠른 결과를 얻을 수 있지만, 실험조건이 까다로우며 사용할 수 있는 범위가 매우 제한적이다. 시뮬레이터는 위의 문제점들을 해결해준다. 즉, 비교적 저렴한 비용으로 심혈관

계의 다양한 특성을 구현할 수 있다.

기존의 심혈관계 시뮬레이터들은 인공장기의 평가를 위한 목적으로 사용되었다. 개발된 인공장기의 성능과 신뢰성을 평가하기 위하여, 다양한 생리적 또는 병리적 조건을 시뮬레이터로 구현하였다[2,3]. 인공판막의 평가를 위해서는 심방과 심실 기능을 구현한 시뮬레이터를 이용하여 개발된 판막의 유체역학적 특성을 평가하였다[4,5]. 인공혈관의 평가에 있어서는 혈전 발생에 영향을 미치는 혈류유동을 제어하는 시뮬레이터를 개발하였다[6]. 또한 다양한 용도에 맞추어 구성요소를 변화시킬 수 있는 다목적용 시뮬레이터가 개발되기도 하였다[7,8].

기존의 시뮬레이터 연구는 인공심장과 인공판막을 평가하는 용도가 주류를 이루고 있다. 주된 관심사가 심장에 있었으므로, 혈관은 심장의 관점에서 중요한 후부하 특성만으로 단순화시켰다. 그러나 유체저항 조절밸브와 하나의 챔버로 단순화된 시뮬레이터에서는 맥파전달과 같은 혈관계의 물리적 현상을 구현할 수 없다. 인공혈관 평가용 시뮬레이터도 혈전 생성에 영향을 미치는 혈류특성에만 초점을 맞추고 있으므로

Corresponding Author : Sang-Hoon Shin
Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju City, Kangwon-Do 220-702, Korea
TEL: +82-33-738-7611 / E-mail: shshin@sangji.ac.kr
이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(과제번호: 2012-0007107).

혈관은 단순히 유체를 전달하는 기능만을 구현하고 있다.

혈압은 심혈관 질환에서 가장 중요한 인자이며, 동맥계의 물리적 특성에 많은 영향을 받는다. 그러나 기존의 심혈관계 시뮬레이터의 연구에서 혈관의 혈압특성에 초점을 맞춘 연구[9]는 매우 부족한 형편이다. 또한 혈압파형은 동맥의 위치에 따라 형태가 서로 다르므로, 다양한 혈압파형을 구현할 수 있는 시뮬레이터가 필요하다. 기존의 혈액펌프의 경우는 심장의 특성구현에 초점을 맞추고 있으므로, 다양한 형태를 구현하는 기능은 부족하다. 그러므로 본 연구는 동맥의 물리적인 특성을 만족하면서, 다양한 혈압패턴을 구현할 수 있는 심혈관계 시뮬레이터를 구현하는 것을 목표로 하였다.

II. 실험 방법

1. 시뮬레이터의 구성

본 연구에서는 심장과 대동맥의 기능을 구현한 시뮬레이터를 개발하였다. 그림 1은 구현된 시뮬레이터를 나타낸다. 시뮬레이터는 회전모터, 슬라이더-크랭크 기구, 실린더-피스톤, 체크밸브, 탄성튜브, 유체조절밸브, 그리고 수조로 구성되어 있다. 피스톤의 직선운동을 결정하면 컴퓨터를 이용한 기구학적 해석을 통하여 모터의 회전운동을 계산하게 된다. 계산된 회전운동을 구현하는 스텝모터(1)의 회전운동은 슬라

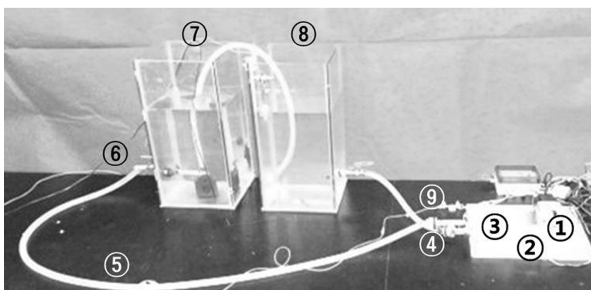


그림 1. 심혈관계 시뮬레이터. 시뮬레이터는 모터(1), 슬라이더-크랭크 기구(2), 피스톤-실린더(3), 체크밸브(4,9), 탄성튜브(5), 저항 조절부(6), 수조(7,8)로 구성되어 있다

Fig. 1. Cardiovascular Simulator. The simulator is composed of motor(1), slider-crank mechanism(2), piston-cylinder(3), two check valves(4,9), elastic tube(5), resistance control valve(6), and two reservoirs(7,8)

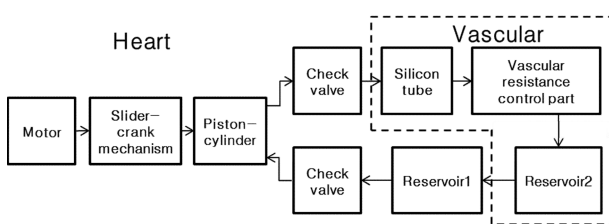


그림 2. 시뮬레이터의 구성도

Fig. 2. Block Diagram of the simulator

이더-크랭크 기구부(2)에 의해 직선운동으로 변환되며, 이는 피스톤의 운동을 통하여 맥동이 있는 압력유체로 변환된다. 실린더-피스톤(3)에 의하여 생성된 맥동유체는 체크밸브(4)를 지나 탄성튜브(5)와 유체조절밸브(6)를 지나 대정맥 역할을 하는 수조(7)에 저장되며, 이는 다시 좌심방 역할을 하는 수조(8)로 이동한다.

성인의 심장은 안정상태에서 일회박출량은 평균 66 ml 이었다[10]. 본 연구에서 제작된 피스톤-실린더의 일회박출량의 범위는 0~200 ml 이며 모터와 연결된 크랭크축 길이를 변화시켜 조절이 가능하다. 성인의 심박수는 77 bpm[10]이며, 본 연구에서는 모터의 회전을 이용하여 다양하게 조절 가능하다. 심장에서 분출되는 혈압의 패턴은 피스톤의 직선운동 패턴을 조절하여 다양하게 구현할 수 있다. 피스톤의 직선운동은 컴퓨터를 이용한 기구학적 해석을 이용하여 대응되는 모터의 회전운동으로 계산된다.

혈관계의 혈류역학적 특성은 유연성(compliance)과 저항 특성으로 모델링된다. 유연성은 동맥의 부피변화를 압력의 변화로 나눈 값이며, 동맥의 탄성을 나타내는 지표가 된다. 기존의 연구들에서 동맥의 유연성은 Windkessel 모델을 기준으로 공기가 들어있는 챔버로 구현되었다. 챔버에 있는 공기량을 조절하면 컴플라이언스의 값을 미세하게 조절할 수 있다는 이점이 있지만, 혈관의 특성을 하나의 물체로 단순화하였기 때문에, 혈관을 따라 이동하는 맥파전달 특성을 구현할 수 없다. 맥파전달 특성은 진행파와 반사파의 중첩 특성으로 압력맥파의 형태와 크기가 변환되는 중요한 물리적 특성이다[11]. 그러므로 인체의 혈압특성을 정확히 구현하기 위해서는 맥파전달 특성이 반드시 필요하다. 본 연구에서는 2 m 길이의 실리콘 튜브를 이용하여 대동맥의 특성을 구현하였다. Avolio모델[12]에 따르면 상행대동맥부터 복부 대동맥까지 혈관 내경의 평균은 약 18.33 mm 이다. 그러므로 본 연구에서도 탄성튜브의 안지름을 18 mm 로 결정하였다. Patel[13]과 Pearson[14]등의 연구에 의하면 혈관의 두께는 혈관의 반지름의 10%이다. 그러나 본 연구에서는 혈관의 탄성계수에 비해 실리콘의 탄성계수가 더 큰 것을 감안하여 실리콘 튜브의 두께를 0.8 mm로 정하였다. 본 연구에서 사용된 실리콘의 탄성계수는 $14 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ 이며, 대동맥 혈관의 탄성계수는 $4 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ 이다. 실제 실험에서 0.8 mm의 튜브를 사용했을 때 실제 인체와 비슷한 혈압범위가 나온 것을 확인할 수 있었다. 인체의 신장을 고려하여 튜브의 길이를 2 m로 하였다.

혈관저항은 다음의 Poiseuille 공식[15]으로 나타낼 수 있다.

$$Q = \frac{\Delta P}{R} = \frac{\pi r^4}{8L\mu} \Delta P \quad (1)$$

여기서 Q는 혈류량이고, P는 혈압, R은 말초혈관저항, μ

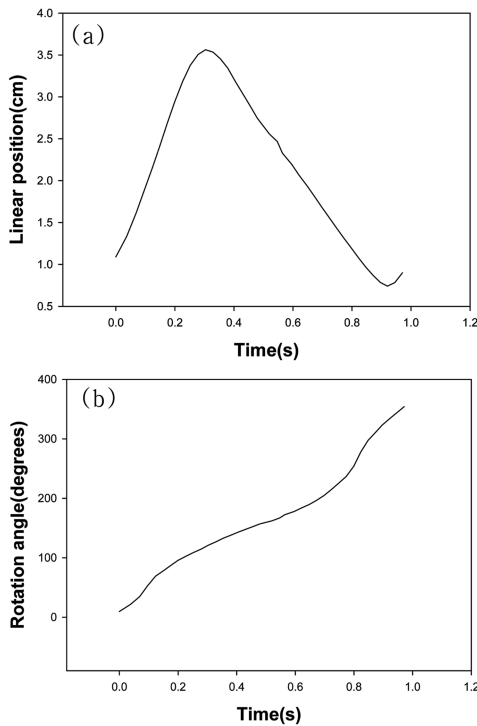


그림 3. 맥파생성부의 운동 (a) 설계된 피스톤의 선형운동, (b) 계산된 모터의 회전운동
 Fig. 3. Movement of pulse generating part (a) designed linear motion of piston, (b) calculated angular motion of motor

42

는 점성계수, L 은 혈관의 길이, r 는 혈관의 반지름이다. 식 (1)에서 알 수 있듯이 저항은 혈관직경의 4승에 반비례하므로 동맥시스템의 전체의 유동저항 중 대부분은 말초동맥에 의해 결정된다. 따라서 시스템의 끝부분에 호스의 직경을 미세하게 조절하는 밸브를 설치하여 말초저항을 조절하였다. 체크밸브는 유체의 흐름을 한 방향으로만 조절하며, 인체에서 판막의 역할을 한다. 본 연구에서는 미세압력차에 반영할 수 있는 체크밸브를 개발하였다[16]. 혈류역학에서 혈압에 영향을 주는 혈액의 물리적 인자는 비중과 점도이다. 본 논문에서는 기존의 문헌[15]을 참조하여 글리세린 37%와 물 63%의 비율로 모의혈액을 제작하였다.

2. 측정시스템

본 연구에서는 세 종류의 신호를 측정하였다. 즉, 모터의 회전각도, 피스톤의 직선위치, 그리고 튜브내의 압력이다. 모터의 회전각도와 피스톤의 직선위치는 심장의 기능과 관계 있으며, 이를 통하여 입력데이터의 오류들을 판단하였다. 그림 3은 압력생성부의 운동을 측정한 결과이다. 피스톤의 선형운동은 리니어센서(PTA6034-2015DP-B103, Inc.)를 이용하여 측정하였으며, 모터의 회전운동은 엔코더(E50S8-2500-3-T-5, Autonics Co, Ltd.)를 사용하였다. 튜브의 압력은 임상에서 사용하는 침습적 혈압계(1620 pressure sensor,

MSI sensors, Inc.)를 사용하였다. 튜브의 압력은 피스톤으로부터 1 m 와 1.5 m 떨어진 지점에서 측정하였다.

III. 결 과

본 연구에서 개발된 시뮬레이터의 특성을 평가하기 위하여 다양한 특성을 변화시켰다. 정상적인 상태의 심혈관계 특성은 모터속도 60 rpm, 피스톤의 행정길이 2 cm, 밸브의 닫힘율 50%, 두께 0.8 mm 인 실리콘 튜브로 설정하였다. 그림 4는 정상상태를 그대로 적용하여 실험할 경우 탄성계수가 큰 튜브에서 측정된 압력의 범위가 지나치게 높아지는 것을 고려하여 밸브의 닫힘율을 30%로 조정하여 실험하였다. 그림 4부터 그림 8까지는 피스톤으로부터 1.5 m 떨어진 지점에서 측정된 결과이며, 그림 9와 그림 10은 맥파 전달속도를 구하기 위하여 피스톤으로부터 각각 1 m 와 1.5 m 위치에서 동시에 압력을 측정하였다.

그림 4는 튜브의 탄성계수를 변화시킨 결과이다.

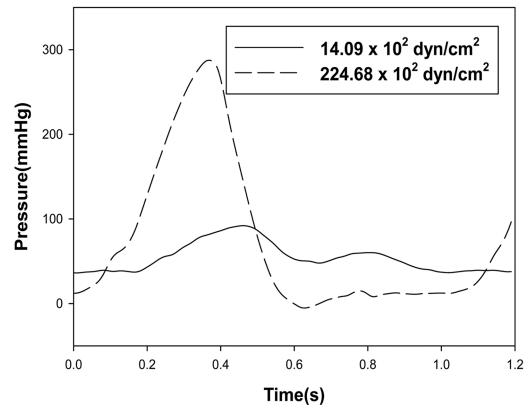


그림 4. 튜브의 탄성계수가 압력파형에 미치는 영향
 Fig. 4. Effect of material property on pressure wave

그림 5는 피스톤의 박동주기를 변화시킨 결과이다.

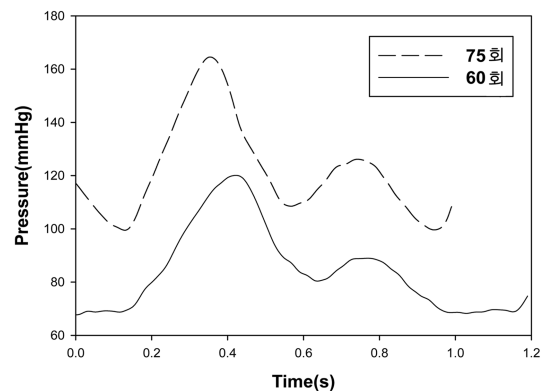


그림 5. 모터의 회전속도가 압력파형에 미치는 영향
 Fig. 5. Effect of motor speed on pressure wave

그림 6은 피스톤의 행정길이를 변화시킨 결과이다.

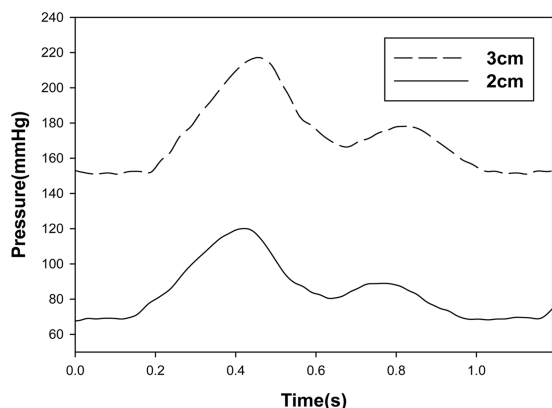


그림 6. 피스톤 행정길이가 압력파형에 미치는 영향
Fig. 6. Effect of stroke length on pressure wave

그림 7은 튜브 끝단의 저항 조절밸브의 닫힘정도를 변화시킨 결과이다.

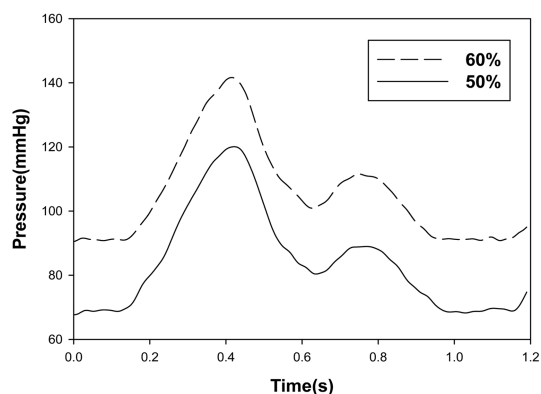


그림 7. 밸브의 닫힘 정도가 압력파형에 미치는 영향
Fig. 7. Effect of valve closing on pressure wave

그림 8은 동일한 재질의 튜브에서 튜브두께를 변화시킨 결과이다.

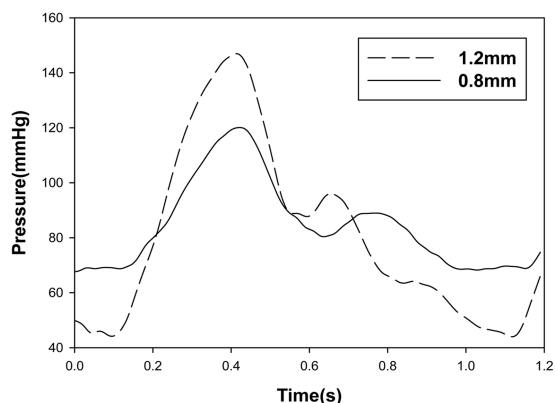


그림 8. 튜브 두께가 압력파형에 미치는 영향
Fig. 8. Effect of tube thickness on pressure wave

그림 9와 그림 10은 튜브의 두께변화에 따른 맥파 전달 속도를 측정한 결과이다.

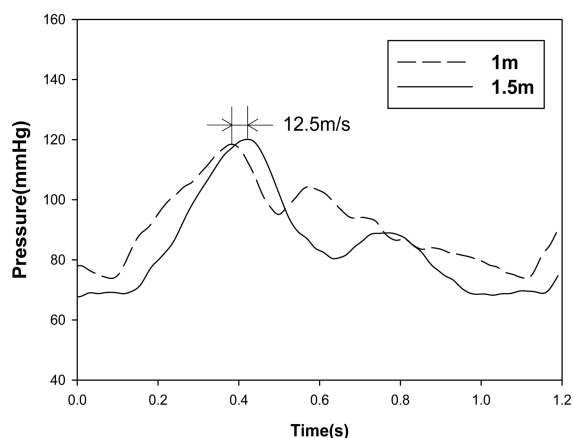


그림 9. 맥파전달속도 (튜브두께 0.8 mm)
Fig. 9. Pulse Wave Velocity of thickness 0.8 mm

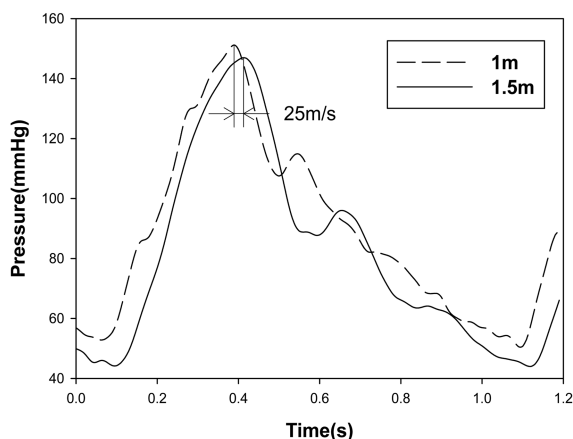


그림 10. 맥파전달속도 (튜브두께 1 mm)
Fig. 10. Pulse Wave Velocity of thickness 1 mm

IV. 고 찰

본 연구에서 개발된 시뮬레이터가 혈관계의 물리적인 특성을 잘 구현하면서 다양한 혈압파형을 구현할 수 있는가를 평가하기 위하여, 심장과 혈관의 특성에 해당되는 요소들을 변화시켜 보았다.

동맥계의 가장 중요한 특성은 맥파 전달특성에 의한 반사파의 중첩현상이다. 그림4는 반사파의 유무를 평가하기 위한 실험이다. 실선은 본 연구에서 사용한 정상상태 즉 두께 8 mm인 실리콘 튜브에 의한 결과이다. 만일 반사파가 생성되지 않는다면 압력파형에는 수축기 압력변화에 의한 하나의 봉우리만 존재해야 한다. 그러나 두 개의 봉우리가 존재한다. 이완기에 발생하는 봉우리의 정체를 밝히기 위하여, 이번에는 실리콘에 비해탄성계수가 16배인, 거의 강체(rigid

body)의 특성을 지닌 딱딱한 재질의 튜브에 동일한 조건을 적용하였다. 딱딱한 튜브에서는 수축기의 파형만 존재하고 있다. 이론상으로 강제튜브의 맥파 전달속도는 거의 무한대이므로 수축기에만 봉우리가 존재한다. 그러나 정상상태의 조건에서는 혈관과 유사한 탄성체 튜브이므로 맥파 전달속도가 느리므로 두 개의 봉우리가 확인될 수 있으며, 이는 반사파의 존재를 확인할 수 있는 근거가 된다.

그림 5와 그림 6은 심장의 특성변화가 혈관의 압력파형에 미치는 영향을 평가하기 위한 실험이다. 심장의 주된 기능은 인체에 혈액을 공급하는 것이며, 이는 심박출량이라는 평가지표로 대표된다. 심박출량은 일회박출량에 심박수를 곱한 값으로 정의된다. 본 연구에서 유체의 박출은 피스톤-실린더에 의하여 이루어지며, 일회박출량은 실린더의 단면적에 피스톤의 행정거리를 곱한 값이다. 실린더의 단면적은 일정하므로, 일회박출량은 피스톤의 행정거리에 비례한다. 또한 심박수는 모터의 분당회전수와 동일하게 생각할 수 있다. 본 논문에서 정상상태의 분당심박수는 60회, 혈압은 68~120 mmHg, 일회박출량은 40 ml이다. 그림 5에서 심박수가 증가함에 따라 평균혈압이 증가하였다. 이는 동일한 유량을 짧은 시간 내에 분출시키기 위해서는 혈압이 증가해야 하는 자연스러운 결과를 말하고 있다. 그림 6에서 동일한 심박수에서 일회박출량을 증가시킨 결과 평균혈압이 증가하였다. 이는 정해진 시간에 더 많은 유량을 분출시키려면 혈압이 증가해야 하는 자연스러운 결과를 말하고 있다. 결론적으로 심박출량의 증가는 혈압파형의 평균값을 상승시키나, 혈압파형에는 영향을 미치지 않음을 알 수 있다. 이는 심장의 수축기시간과 이완기시간의 비율을 1:2로 일정하게 유지한 경우에 한한다.

그림 7부터 그림 10까지는 혈관의 특성변화가 혈관의 압력파형에 미치는 영향을 평가하기 위한 실험이다. 그림 7은 말초혈관의 저항이 혈압파형에 미치는 영향을 나타낸다. 튜브 끝단의 단면적도를 증가시킬수록, 압력평균이 상승하였다. 즉 말초혈관이 수축할수록 혈압파형의 평균이 상승함을 알 수 있으며 혈관저항의 변화는 혈압파형에는 영향을 미치지 않음을 알 수 있다. 그림 8은 혈관의 두께변화가 혈압파형에 미치는 변화를 나타내고 있다. 혈관의 두께가 증가함에 따라 최대압력과 맥압이 상승하였다. 혈관의 두께가 증가할수록 수축기 최대압력은 증가하는 현상이 나타난다. 인체는 노화가 진행됨에 따라 혈관의 두께가 증가하며[17], 맥압과 수축기압력이 증가한다는 기존의 임상결과와 잘 일치됨을 알 수 있다[18]. 그림 9와 그림 10은 혈관의 두께변화가 맥파 전달속도에 미치는 영향을 나타내고 있다. 혈관의 두께가 증가할수록 맥파 전달속도가 증가하고 있는데, 이는 노화에 따라 혈관이 두꺼워지며 맥파 전달속도가 증가한다는 기존의 결과와 잘 일치하고 있다[18].

V. 결 론

본 연구에서는 심혈관계 질환에 가장 큰 영향을 미치는 동맥계의 물리적인 특성을 잘 반영할 수 있는 심혈관계 시뮬레이터를 개발하는 것을 목표로 하였다. 심장특성과 혈관 특성을 변화시켜 개발된 시뮬레이터의 성능을 평가하였다. 혈압파형에 가장 큰 영향을 미치는 요소는 혈관이었으며, 본 연구에서 개발된 시뮬레이터는 반사파나 맥파전달 현상과 같은 혈관계의 물리적 현상을 잘 구현하고 있음을 알 수 있었다.

Reference

- [1] National Statistical Office, "Cause of death statistics 2011" <www.kostat.go.kr>.
- [2] D. Timms, M. Hayne, K. McNeil, and A. Galbraith, "A complete mock circulation loop for the evaluation of left- right- and biventricular assist devices," *Artif Organs*, vol. 29, no. 7, pp. 564-571, 2005.
- [3] G.M. Pantalos, S.C. Koenig, K.J. Gillars, G.A. Giridharan, and D.L. Ewert, "Characterization of an adult mock circulation for testing cardiac support devices," *ASAIO J*, vol. 50, no. 1, pp. 37-46, 2004.
- [4] T.I. Marx, B.R. Baldwin, and C.F. Kittle, "A cardiovascular simulator for the evaluation of prosthetic aortic valves," *J Thorac Cardiovasc Surg*, vol. 38, pp. 412-418, 1959.
- [5] K.H. Kim, C.M. Hwang, G.S. Jeong, C.B. Ahn, B.S. Kim et al., "Assessment of Hemodynamic Properties of Trileaflet Polymer Heart Valve Manufactured By Vacuum Forming Process," *J. Biomed. Eng. Res.*, vol. 27, no. 6, pp. 418-426, 2006.
- [6] J. Bruma, D. Biab, N. Benecha, G. Balaya, R. Armentanob et al., "Set up of a cardiovascular simulator: application to the evaluation of the dynamical behavior of atheroma plaques in human arteries," *Physics Procedia*, vol. 3, pp. 1095-1101, 2010.
- [7] H. Schima, H. Baumgartner, F. Spitaler, P. Kuhn and E. Wolner E, "A modular mock circulation for hydromechanical studies on valves, stenoses, vascular grafts and cardiac assist devices," *Int J Artif Organs*, vol. 15, no. 7, pp. 417-421, 1992.
- [8] G.M. Pantalos, C. Ionan, S.C. Koenig, K.J. Gillars, T. Horrell et al., "Expanded pediatric cardiovascular simulator for research and training," *ASAIO J*, vol. 56, no. 1, pp. 67-72, 2010.
- [9] P. Segers and P. Verdonck, "Role of tapering in aortic wave reflection: hydraulic and mathematical model study," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 3 pp. 299-306, 2002.
- [10] R.J. Rodeheffer, G. Gerstenblith, L.C. Becker, J.L. Fleg, M.L. Weisfeldt et al., "Exercise cardiac output is maintained with advancing age in healthy human subjects: cardiac dilatation and increased stroke volume compensate for a diminished heart rate," *Circulation*, vol. 69, no. 2, pp. 203-213, 1984.
- [11] S.H. Shin and Y.B. Park, "Effects of changes in the physical properties of the central elastic artery on haemodynamic characteristics during ageing," *JEIM*, vol. 223, pp. 525-535, 2009.

- [12] A.P. Avolio. "Multi-branched model of the human arterial system," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 18, no. 6, pp. 709-718, 1980.
- [13] D.J. Patel, J.S. Janicki, and T.E. Carew, "Static anisotropic elastic properties of the aorta in living dogs," *Circulation Research*, vol. 25, pp. 765-779. 1969.
- [14] A.C. Pearson, R. Guo, D.A. Orsinelli, PF. Binkley and T.J. Pasierski, "Transesophageal echocardiographic assessment of the effects of age, gender, and hypertension on thoracic aortic wall size, thickness, and stiffness," *American Heart Journal*, vol. 128, pp. 344-351, 1994.
- [15] D. Legendre, J. Fonseca, A. Andrade, J.F. Biscegli, R. Manrique et al., "Mock circulatory system for the evaluation of left ventricular assist devices, endoluminal prostheses, and vascular diseases," *Artif Organs*, vol. 32, no. 6, pp. 461-467, 2008.
- [16] J.Y. Lee and S.H. Shin, "Development of the Cardiovascular Simulator for Pulse Diagnosis Study," *The Journal Of The Korea Institute Of Oriental Medical Diagnostics*, vol. 16, no. 1, pp. 19-26, 2012.
- [17] Y. Nagai, J. Metter, C.J. Earley, M.K. Kemper, L.C. Becker et al., "Increased carotid artery intimal-medial thickness in asymptomatic older subjects with exercise-induced myocardial ischemia," *Circulation*, vol. 98, pp. 1504-1509, 1998.
- [18] S.S. Franklin, W.IV. Gustin, N.D. Wong, M.G. Larson, M.A. Weber et al, "Hemodynamic Patterns of Age-Related Changes in Blood Pressure, The Framingham Heart Study," *Circulation*, vol. 96, pp. 308-315, 1997.