

논문 2014-51-10-26

맥압조절이 가능한 맥파 연구용 심혈관계 시뮬레이터 개발

(Development of Cardiovascular Simulator with Control of Pulse Pressure for Pulse Wave Study)

이 주 연*, 김 재 욱**, 신 상 훈***

(Ju-Yeon Lee, Jeauk U. Kim, and Sang-Hoon Shin[©])

요 약

본 논문은 맥파전달현상을 유지하며 맥압을 조절할 수 있는 시뮬레이터를 제작하는 것이 목적이다. 이를 위해 탄성튜브와 컴플라이언스 챔버를 융합하였다. 본 시뮬레이터는 슬라이더-크랭크로 구성된 압력발생부, 저항조절부를 포함한 혈관부, 수조 그리고 측정부로 구성되어있다. 챔버의 위치선정을 위해 챔버의 위치에 따른 맥파의 변화를 실험하였다. 또한 챔버가 맥압에 미치는 영향을 보기 위해 챔버의 유무에 따른 맥압의 변화를 비교하였다. 챔버의 유무가 맥파전달현상에 미치는 영향을 조사하였다. 실험결과, 튜브의 상류지점에 챔버를 설치할 때가 하류지점에 설치할 때 보다 인체와 더 유사한 압력파형을 나타냈다. 챔버를 설치하였을 때가 설치하지 않았을 때보다 인체와 유사한 맥압을 생성하였다. 챔버의 설치여부에 따른 맥파 전달 속도는 큰 변화가 없었다.

Abstract

The purpose of this study is to produce a simulator that can control a pulse pressure keeping the pulse wave transfer phenomenon. For this, the elastic tube is combined with a compliance chamber for the vessel part. The simulator is comprised of four parts: a pressure generation part with slider-crank mechanism, a vessel part with resistance controller, water reservoirs and a measurement part. The changes of waveform depending on the location of a chamber is examined to determine the position of a chamber. The effects of a chamber on the pulse pressure and the pulse wave transfer phenomenon were investigated. It showed that the simulator which had the chamber in upstream of tube produces pressure wave, being more similar to the clinical waveform than in downstream of tube. Furthermore, with the chamber, the simulator generates a pulse pressure, being more similar to the normal physiological values than without one. The chamber had little effect on the pulse wave velocity.

Keywords : Cardiovascular simulator, Pulse Pressure, Compliance

* 학생회원, 상지대학교 동서의료공학과
(Sangji University)

** 정회원, 한국한의학연구원
(Korea Institute of Oriental Medicine)

*** 정회원, 상지대학교 한방의료공학과
(Sangji University)

© Corresponding Author(E-mail: shshin@sangji.ac.kr)

※ 본 과제는 한국한의학연구원의 지원을 받아 수행되었음 (Grand No. K14312).

접수일자: 2014년08월20일, 수정일자: 2014년09월26일

게재확정: 2014년09월30일

I. 서 론

심혈관계 연구는 대부분 임상연구를 통해 이루어지는데 임상연구는 비용이 높고, 연구기간이 오래 걸리며 원하는 연구대상을 모집하기 힘들다는 단점이 있다. 임상연구와는 달리 시뮬레이터를 이용한 심혈관계의 연구는 많은 피실험자를 요구하지 않으며, 실험목적에 적합하도록 실험환경을 쉽게 조절할 수 있다.

기존의 심혈관계 시뮬레이터들은 대부분 인공장기를 평가하기 위한 수단으로 개발되었다^[1-3]. 국내에서는 혈압계^[4], 인공 심장벨브^[5], 심실보조기^[6] 등의 평가에 사용하였다.

최근 의료기기나 인공장기의 평가가 목적이 아닌 시뮬레이터가 개발되었다^[7]. 이 시뮬레이터는 맥파의 파형, 맥파 전달현상과 같은 혈관계의 물리적 특성을 구현한다는 점에서 의미 있는 연구라 할 수 있다. 그러나 수축기 압력과 이완기 압력의 차이를 나타내는 맥압을 조절할 수 있는 장치가 없어 생리적인 맥압과는 많은 차이가 있다. 시뮬레이터에서 생성된 맥압이 생리적 범위보다 큰 이유는 실험에 사용되었던 모의혈관이 인체의 혈관보다 더 단단하여 컴플라이언스가 더 작아졌기 때문이다. 기존의 여러 연구들에서는 컴플라이언스를 인체와 유사하게 조절하기 위해 동맥의 유연성을 강성 튜브와 챔버의 결합인 Windkessel로 구현하였다^[8,9]. 이것은 컴플라이언스의 값을 미세하게 조절할 수 있는 이점이 있지만, 혈관을 따라 이동하는 맥파전달 특성을 구현할 수 없다는 단점이 있다^[10]. 본 논문에서는 맥압 조절이 가능함과 동시에 맥파 전달 특성을 구현하는 시뮬레이터를 제작하는 것이 목적이다.

II. 연구방법

1. 공기챔버의 선정

본 연구에서는 탄성튜브의 부족한 컴플라이언스를 공기챔버로 보완하고자 한다. 컴플라이언스의 특성을 구현하기 위해서는 수축기 때 대동맥이 혈액의 일부를 저장하는 기능을 모사할 장치가 필요하다. 기존 연구들에서는 스프링이 장착된 실린더^[11], 주사기^[12], 그리고 공기챔버^[8,9] 등을 사용하였다. 그 중 공기챔버는 고무주머니의 탄성이나 피스톤과 실린더 사이의 마찰의 변화 등 외부의 영향을 거의 받지 않으며 공기의 양만으로 컴플라이언스를 손쉽게 조절하는 장점이 있다. 본 연구에서는 맥압을 조절하기 위해 공기챔버를 이용하였으며, 맥파 전달현상을 구현하기 위해 실리콘 탄성튜브를 이용하였다.

2. 시뮬레이터의 구성

실험에 사용된 시뮬레이터의 사진이 그림 2에 나타나 있다. 그림 1은 챔버없이 탄성튜브만 적용하였으며, 그

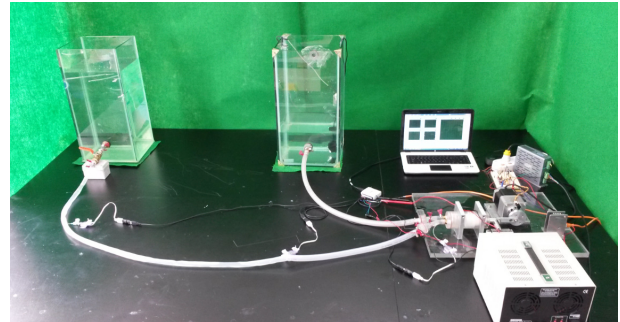


그림 1. 심혈관계 시뮬레이터 (챔버없음)
 Fig. 1. Cardiovascular simulator without a chamber.

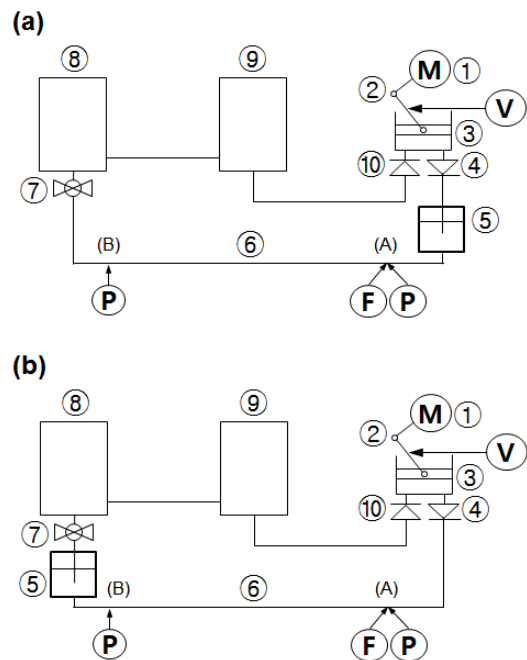


그림 2. 심혈관계 시뮬레이터 (챔버있음) (a) 튜브의 상류에 위치한 챔버, (b) 튜브의 하류에 위치한 챔버.

Fig. 2. The diagram of the simulator with a chamber (a) a chamber is in upstream of tube, (b) a chamber is in downstream of tube.

림 2는 챔버의 위치를 변화시킨 시뮬레이터의 모식도이다. 그림 2(a)에서 챔버(5)는 탄성튜브와 체크밸브 사이에 있으며, 그림 2(b)에서 챔버는 탄성튜브와 저항밸브 사이에 있다. 시뮬레이터는 두 개의 수조 (정맥계: ⑧, 좌심방: ⑨), 두 개의 체크밸브 (대동맥판막: ④, 방실판막: ⑩), 압력생성부 (좌심실: ①, ②, ③), 챔버(컴플라이언스: ⑤), 탄성튜브(혈관부: ⑥), 저항밸브(말초저항: ⑦)로 구성되어 있으며, 크게 압력생성부, 혈관부, 수조부 그리고 측정부로 나눌 수 있다.

압력생성부는 수조 1(㉑), 회전모터, 슬라이더-크랭크 기구부, 실린더-피스톤, 체크밸브로 구성된다. 원하는 피스톤의 운동을 생성하기 위해 역기구학을 이용하여 모터의 운동패턴을 계산하였다. 모터의 회전운동은 슬라이더-크랭크 기구부에 의해 피스톤의 직선운동으로 변환된다. 실린더-피스톤에서 생성된 맥동유체는 체크 밸브를 지나 혈관부로 이동한다. 본 논문에서 사용된 체크밸브는 미세한 압력차이에 작동하도록 제작되었다 [13].

혈관부는 챔버와 탄성튜브, 그리고 저항밸브로 구성되었다. 챔버는 혈관의 컴플라이언스 특성을, 탄성튜브는 혈관 컴플라이언스와 맥파 전달특성을 구현한다. 저항밸브는 말초혈관의 저항에 해당된다. 혈류저항의 대부분은 말초혈관에서 생성되며^[14], Poiseuille 공식에 의하면 저항에 가장 큰 영향을 미치는 인자가 혈관의 반지름, 즉 혈관의 단면적이므로 단면적을 조절할 수 있는 볼밸브가 사용되었다. 혈관부를 통과한 유체는 수조 2(㉒)에 저장된다.

측정부는 튜브 내의 압력과 피스톤의 직선운동을 측정한다. 튜브 내의 압력은 두 군데에서 측정되며 그 위치는 각각 챔버출구지점(A)와 챔버로부터 1.3 m 떨어진 지점(B)이다. 두 지점의 압력과 피스톤의 위치는 동시에 측정되며, 이 데이터들은 NI-DAQ 보드를 통하여 PC로 전달된다. 측정된 데이터는 Labview를 통하여 실시간으로 모니터링 되었다.

3. 시뮬레이터의 혈류학적 조건

성인심장의 일회 박출량은 안정상태에서 평균 66 ml이며^[15], 본 연구에서는 40 ml로 조절하였다. 생리적 상태보다 일회 박출량을 적게 설정한 이유는 심장에서 분출된 혈액은 상행대동맥에서 머리, 상지부위, 하지부위 등 혈류가 나뉘지만, 시뮬레이터에서는 압력생성부에서 분출된 혈액의 전부가 하나의 튜브로만 흐르기 때문이다. 본 연구에 적용된 심박수는 60 BPM이다. 본 연구에서는 수축기와 이완기의 시간 비율을 1:2로 설정하였다. Avolio모델^[16]에 따르면 상행대동맥에서 경골동맥까지의 거리가 약 1.39 m이므로 본 논문에서는 1.5 m의 탄성튜브를 사용하였다. 또한 Avolio모델에서 상행대동맥부터 복부 대동맥까지 혈관 안지름의 평균은 약 18.33 mm이며 본 논문에서는 18 mm로 결정하였다. Patel^[17]과 Pearson^[18]등의 연구에 의하면 혈관의 두께는

혈관의 반지름의 10%이므로 실리콘 튜브의 두께는 0.8 mm로 정하였다.

III. 결 과

1. 챔버위치의 영향

그림 3(a)는 챔버가 체크밸브와 탄성튜브 사이에 위치할 때와 챔버가 없을 때의 압력파형이다. 측정위치는 그림 2의 (B) 지점이다. 챔버가 있는 경우 압력범위는 82-145 mmHg이고, 챔버가 없는 경우 압력범위는 66-165 mmHg이다. 그림 3(b)는 챔버가 탄성튜브와 저항밸브 사이에 위치할 때와 챔버가 없을 때의 압력파형이다. 측정위치는 그림 2(B)의 지점이다. 챔버가 있는 경우 압력범위는 82-140 mmHg이고, 챔버가 없는 경우 압력범위는 66-165 mmHg이다.

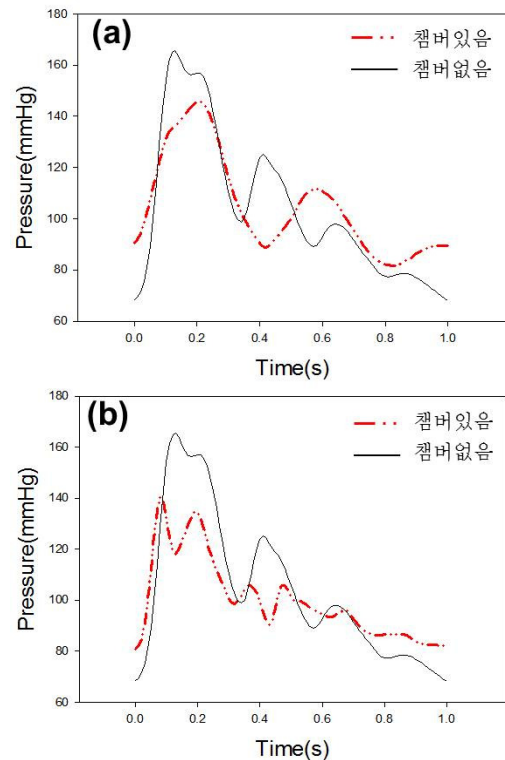


그림 3. 챔버위치에 따른 압력파형
 (a) 튜브의 상류에 챔버가 없을 때,
 (b) 튜브의 하류에 챔버가 있을 때
 Fig. 3. The effect of chamber location on the pulse waves.
 (a) a chamber is in upstream of tube,
 (b) a chamber is in downstream of tube

2. 챔버유무의 영향

그림 4(a)는 챔버가 없을 때 각각 (A)와 (B) 지점에서 동시에 측정된 압력파형이다. (A)지점에서 압력범위는 67-140 mmHg으로 맥압은 73 mmHg이다. (B)지점의 압력범위는 66-165 mmHg으로 맥압은 99 mmHg이다. 맥파 전달속도는 평균 13.54 m/s이다. 그림 4(b)는 챔버가 체크밸브와 탄성튜브 사이에 위치할 때 (A)와 (B) 지점에서 동시에 측정된 압력파형이다. (A)지점에서 압력범위는 82-120 mmHg으로 맥압은 38 mmHg이고, (B)지점의 압력범위는 82-145 mmHg으로 맥압은 63 mmHg이다. 맥파 전달속도는 평균 13 m/s이다.

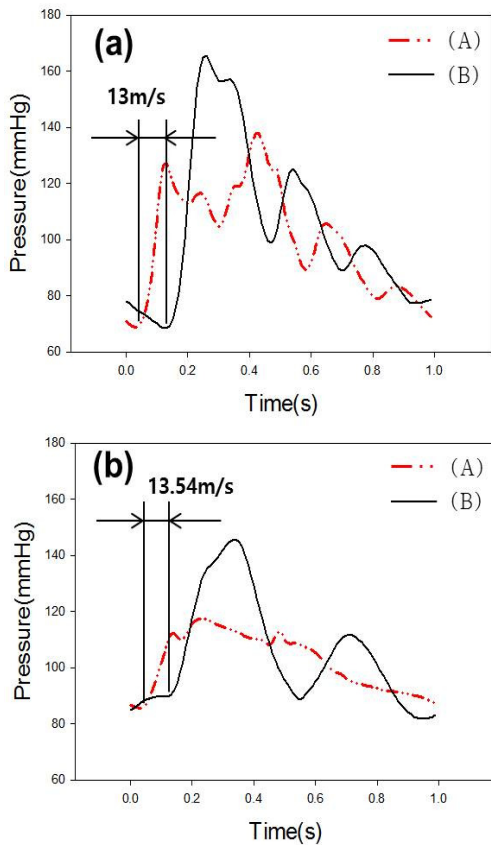


그림 4. 챔버가 압력 파형과 맥파 전달속도에 미치는 영향

- (a) 챔버가 없는 시스템,
- (b) 챔버를 포함한 시스템

Fig. 4. The effects of a chamber on the pulse waves and pulse wave velocity.

- (a) without a chamber, (b) with a chamber

IV. 토의 및 결론

본 논문의 목적은 맥압을 조절할 수 있는 심혈관계 시뮬레이터를 제작하는 것이다. 본 연구에서는 시뮬레이터에서 맥파 전달현상을 유지하며 맥압을 조절하기 위해 탄성튜브와 챔버를 융합하였다. 챔버의 위치를 선정하기 위하여 챔버의 위치에 따른 압력패턴을 비교하였으며, 챔버의 맥압조절 효과를 조사하였으며, 챔버가 맥파 전달현상에 영향을 미치는가를 조사하였다.

그림 3은 챔버의 위치에 따른 압력패턴의 변화를 보여준다. 챔버위치의 영향을 비교한 결과 체크밸브와 탄성튜브의 사이에 챔버를 설치한 경우가 저항밸브와 탄성튜브 사이에 위치했을 때 보다 더 인체의 생리적 특성과 유사한 패턴을 구현하였다. 탄성튜브에서 상류의 위치는 대동맥의 위치에 대응되며 하류의 위치는 말초동맥부의 해당된다. 실제 혈관계에서 대동맥이 동맥계 전체의 컴플라이언스 역할을 하고 있다는 사실^[19]과 비교했을 때 실험결과가 인체와 유사한 현상을 나타낸다는 것을 알 수 있다. 결과적으로 시뮬레이터에서 혈관의 컴플라이언스 효과를 위해 챔버를 설치할 때 말초혈관부 보다는 대동맥부분에 설치하는 것이 인체와 더 유사한 현상을 나타낸다는 것을 알 수 있다.

선정된 챔버의 위치를 바탕으로 챔버의 맥압조절 효과를 조사하였다. 그림 4에서 (A)지점은 심장과 가까운 지점을 나타내며, (B)지점은 말초혈관과 가까운 지점을 의미한다. 일반적으로 말초혈관과 가까운 지점에서는 반사파의 중첩시점이 빨라서 심장에 가까운 대동맥에 비해 맥압이 크다^[20]. 그림 4에서는 (A)보다는 (B)지점에서 맥압이 크므로, 생리적 특성이 잘 나타나고 있다. 또한 그림 4에 의하면 (B)지점에서 챔버의 사용은 맥압을 99 mmHg에서 63 mmHg로 감소시켰다. 즉 탄성튜브만을 달았을 때 보다 맥압이 줄어들었다.

챔버가 맥파 전달현상에 영향을 미치는지 조사하기 위하여 챔버의 유무에 따른 맥파 전달속도를 비교하였다. 그림 4(a)는 챔버가 없는 경우이며, 그림 4(b)는 챔버가 있는 경우의 맥파 전달속도이다. 맥파 전달속도는 foot-to-foot 방법을 이용하여 구하였다. Foot-to-foot 방법은 근위부와 원위부에서 측정된 압력파형에서 수축기파형이 상승하기 시작하는 지점 간의 시간차를 이용하는 방법이다. 일반적으로 수축기의 시작지점은 파형에서 가장 낮은 지점을 이용하여 구하는데, 본 연구에

서는 가장 낮은 값이 수축기의 시작점과 다르므로 기울기가 급격하게 높아지는 지점을 기준으로 계산하였다. 따라서 약간의 오차가 발생하였으며, 소수점 이하의 수는 오차범위에 해당된다. 두 경우에서 소수점 이하의 수를 무시하면 맥파 전달속도는 거의 유사하다. 이것은 챔버가 맥파 전달현상에는 거의 영향을 주지 않음을 보여준다.

챔버는 맥파의 형상에도 큰 영향을 미쳤다. 그림 4에 의하면 파의 개수가 줄어든 것을 볼 수 있다. 이것은 챔버가 일종의 필터의 역할을 하고 있다는 것을 보여준다. 챔버가 없는 시스템의 경우 반사파가 중복하여 나타날 수 있는 구조인 반면, 챔버가 장착된 시스템은 첫 번째 이후의 반사파를 챔버가 흡수한 것으로 보여진다. 기존의 연구에 의하면 첫 번째 이후의 반사파들의 효과는 미미하므로^[21] 본 연구의 시뮬레이터는 생리적 현상을 잘 모사하고 있다.

결론적으로, 탄성튜브와 함께 챔버를 설치하여 맥파 전달현상을 유지하면서 맥압을 조절할 수 있었다.

REFERENCES

- [1] D. Timms, M. Hayne, K. McNeil, and A. Galbraith, "A complete mock circulation loop for the evaluation of left- rightand biventricular assist devices," *Artif Organs*, vol. 29, no. 7, pp. 564-571, 2005.
- [2] S. Vandenberghe, F. Shu, D. K. Arnold and J. F. Antaki, "A simple, economical, and effective portable paediatric mock circulatory system," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine.*, Vol. 225, no. 7, pp. 648-656, 2011.
- [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] C. H. Kim, K. W. Lee, K. G. Nam and G. R. Jean, "Implementation of The Fluid Circulation Blood Pressure Simulator," *Journal of Biomedical Engineering Research.*, Vol. 28, No. 6, pp.768-776, Dec 2007.
- [5] S. H. Kim, W. K. Kim, B. C. Chang, and B. K. Cho, "In Vitro Test of a Monoleaflet Polymer Valve," *IEIE Conference* Vol. 15, No. 1, pp. 51-53, 1993.
- [6] S. M. Kang, S. W. Choi "Optimal Control for Flow Rate Improvement in Conduit Shape Pulsatile Ventricular Assist Device," *IEIE Summer Conference*, Vol. 34, No. 1, pp. 1310-1313, 2011.
- [7] J. Y. Lee, M. Jang and S. H. Shin, "Development of a Cardiovascular Simulator Focused on the Pressure Wave," *Journal of Biomedical Engineering Research.*, Vol. 34, No. 1, pp. 40-45 2013.
- [8] S. D. Gregory, M. Stevens, D. Timms and M. Pearcy, "Replication of the Frank-Starling response in a mock circulation loop," In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, pp. 6825-6828, August 2011.
- [9] H. A. Khalil, D. T. Kerr, M. A. Schusterman II, W. E. Cohn, O. H. Frazier and B. Radovancevic, "Induced pulsation of a continuous-flow total artificial heart in a mock circulatory system," *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, Vol. 29, No. 5, pp. 568-573, 2010
- [10] N. Westerhof, J. W. Lankhaar and B. E. Westerhof, "The arterial windkessel," *Medical & biological engineering & computing*, Vol. 47, No. 2, pp. 131-141, 2009.
- [11] 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 journal*, Vol. 50, No. 1, 37-46, 2004.
- [12] Segers. P, Dubois. F, De Wachter. D and Verdonck. P, "Role and relevancy of a cardiovascular simulator," *Cardiovascular Engineering*, Vol. 3, No. 1, pp. 48-56, 1998.
- [13] 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.
- [14] N. Westerhof, N. Stergiopoulos and M. I. Noble, *Snapshots of hemodynamics: an aid for clinical research and graduate education*, Springer, pp. 22, 2010
- [15] R. J. Rodeheffer, G. Gerstenblith, L.C. Becker, J.L. Fleg, M.L. and Weisfeldt, "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.
- [16] 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.
- [17] 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.
- [18] A. C. Pearson, R. Guo, D. A. Orsinelli, PF. Binkley and TJ. 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.
- [19] B. M. Pannier, A. P. Avolio, A. Hoeks, G. Mancina and K. Takazawa, "Methods and devices for measuring arterial compliance in humans," *American journal of hypertension*, Vol. 15, No. 8, pp. 743-753, 2002.
- [20] M. F. O'Rourke, R. P. Kelly, A. P. Avolio, *The arterial pulse*, Lea & Febiger, 1992, pp. 57.
- [21] M. Zamir, *The physics of pulsatile flow*, Springer, 2000, pp. 163.

저 자 소 개



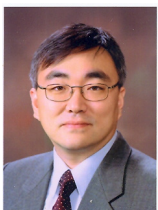
이 주 연(학생회원)
2010년 상지대학교 한방의료
공학과 학사졸업.
2012년 상지대학교 한방의료
공학과 석사졸업.
2012년~현재 상지대학교
동서의료공학과 박사과정

<주관심분야 : 심혈관계 시뮬레이터>



김 재 욱(정회원)
1998년 포항공과대학교 물리학과
학사졸업
2000년 Chalmers Univ. of
Technology, Sweden,
물리학과 석사졸업
2005년 Univ. of Gothenburg,
Sweden, 물리학과 박사졸
업

2006년~2009년 카이스트 박사후연구원
2009년~현재 한국한의학연구원 선임연구원
<주관심분야 : 맥진기 개발, 생체장 연구, 한의의
료기기 개발 등>



신 상 훈(정회원)
1987년 부산대학교 기계설계학과
학사졸업
1989년 부산대학교 기계공학과
석사졸업
1995년 부산대학교 기계공학과
박사졸업

2006년 경희대학교 한의학과 박사졸업
1995년~1998년 LG산전 선임연구원
1998년~2006년 삼성종합기술원 수석연구원
2006년~현재 상지대학교 한방의료공학과 교수
<주관심 분야 : 한방의료기기, 심혈관계 시뮬레이
터>