

집중시스템 모델을 이용한 이중박동 생명보조장치 작동하의 관상순환계 반응해석 Response Analysis of the Coronary Circulation Under the T-PLS Operation via a Lumped System Model

고형중*, 박종천**, 심은보***
Hyung-Jong Ko*, Jong-Cheon Park**, Eun-Bo Shim***

<Abstract>

In this paper, a computational analysis using a lumped system model is performed to investigate the hemodynamics of coronary circulation under the operation of T-PLS relevant to the cardiac arrest cases. The coronary circulation system is assumed to be comprised of three compartments: coronary arteries, coronary capillaries, and coronary veins. The effect of myocardial muscle contraction or relaxation is represented by temporal variations in the bias pressure. To verify the present method, we analyzed the coronary circulation for normal case and then compared the results with the existing data. Numerical results on the cardiac arrest model showed that T-PLS can increase LAD flow significantly.

Keywords : T-PLS, Lumped System Model, Coronary Circulation System, LAD, LCX

1. 서 론

심장 기능이 불완전한 심부전증 환자들에게 혈액 순환을 정상적으로 유지시켜주기 위해서는 다른 사람의 심장이나 인공심장을 이식하는 것이 필요하다.

ECLS(Extracorporeal life supporting system)는 말기 심부전증 환자나 호흡부전 환자들을 대상으로 수술실 안팎에서 운용되는 체외 순환 보조 장치로서 막형산화기(Membrane oxygenator)가 장착된다. ECLS는 1972년에 처음으로 호흡부전 환자에게 사용하기 시작하였고 현재는 신생아의 심폐보조에 이르기까지 폭넓게 사용

되고 있다⁽¹⁾. 국내에서는 기존 ECLS의 단점을 보완한 이중박동 생명보조장치인 T-PLS(Twin pulse life supporting system)가 한국형 인공심장의 원리를 이용하여 개발되었는데, 이 장치를 사용하면 생명유지에 필수적인 심장과 폐 기능을 일정 기간 동안 유지할 수 있기 때문에 병원 안팎에서 생명의 긴급 구조나 연장 목적으로 사용이 가능하다⁽²⁻⁴⁾. T-PLS는 박동방식으로 심혈관계에 혈류를 공급하는 원리가 인체의 심장과 유사한 것이 특징이다.

T-PLS는 왕복운동을 하는 액추에이터를 튜브 모양의 두 혈액주머니(혈관)가 감싸는 구조로 되어 있는데, 액추에이터가 양쪽으로 왕복운

* 정회원, 금오공과대학교, 기계공학부 교수, 工博

** 정회원, 금오공과대학교, 기계공학부 교수, 工博

***교신저자, 정회원 강원대학교, 기계의용공학과, 교수, 工博

E-mail : ebshim@kangwon.ac.kr

* Professor, School of Mechanical Engineering, KIT, Ph.D.

** Professor, School of Mechanical Engineering, KIT, Ph. D.

***Corresponding Author, Professor, Dept. of Mechanical &

Biomedical Engineering, KNU, Ph.D.

동을 하면서 혈액주머니를 눌러주면 눌러진 혈액주머니는 수축되는 반면에 반대쪽 혈액주머니는 이완된다. 혈액주머니가 수축될 때 입구 측 밸브는 닫히고 출구 측 밸브는 열리며, 이완될 때에는 밸브가 반대로 작동하기 때문에 혈액을 순환시키는 혈액 펌프로서의 기능을 수행하게 된다.

심장이 갑자기 정지하였거나 심장 수술을 받는 환자의 관상순환계에 T-PLS를 순환보조 장치로 사용하여 박동형으로 혈류를 공급해 주면 심장근육에 산소와 영양분이 계속 공급되기 때문에 더 이상의 심장근육 괴사를 막을 수 있다. 아직까지 T-PLS의 작동과 관련된 혈류역학적 특성에 대한 연구는 매우 부족한 실정이다. 최근 연구로 T-PLS 혈액주머니에서의 3차원 혈액 유동을 수치적으로 계산한 Jeong et al⁽⁵⁾의 연구가 있으나, 전체 심혈관계 차원에서의 거동을 해석한 연구는 보고되지 않았다. 관상순환계를 포함하는 전체 심혈관계에 대한 3차원 비정상 혈류역학 해석은 현재로서는 불가능하기 때문에 대안으로 심혈관계를 여러 개의 R-C 요소를 갖는 전기회로로 대치하여 해석하는 집중시스템 모델(lumped system model)을 사용할 수 있다⁽⁶⁾.

관상순환계는 심장에 혈액을 공급하는 혈관계이기 때문에 그 정상작동 여부에 따라 심장 질환 환자의 회복 여부가 결정된다. 본 연구에서는 T-PLS가 심혈관계에 연결되어 혈액을 순환시킬 때 관상순환계에 미치는 영향을 집중시스템 모델을 사용하여 조사하였다. 이를 위하여 먼저 관상순환계를 집중시스템(lumped system)으로 표현하는 컴퓨터 시뮬레이션 모델을 만들고, 그 계산 결과를 T-PLS가 연결되지 않은 일반적인 상황에 대한 기존의 연구 결과와 비교하여 시스템 모델링의 타당성을 검토하였다. 이 모델에서 관상순환계는 관상동맥, 모세혈관계, 관상정맥 등으로 나누었고, 전기회로 방식으로 변환하여 해석하였다. 이때 혈관저항은 전기저항으로, 혈관탄성은 커패시턴스로 모사하는데, 심부전 모델은 관상동맥의 혈관저항이 커진 것으로 구현하였다. 생성된 집중 시스템 모델을 통하여 먼저 이러한 심부전 환자의 경우 관상순환계의 혈류량을 계산하였고, 다음으로 T-PLS를 작동시킬 때 혈류량의 증대 효과를 비롯한 혈류역학적 특성을 조사하였다.

2. 해석 모델 및 수치해석 방법

2.1 T-PLS의 작동 원리

T-PLS는 Fig. 1의 개략도에서 보는 것처럼 막형산화기에 연결된 두 개의 혈액 주머니와 상하 왕복운동을 하는 중앙부의 액추에이터 등으로 구성된다. 액추에이터가 위로 올라가면 위쪽 혈액주머니가 수축되면서 그 내부의 혈액이 산화기 입구가 있는 오른쪽으로 이동한다. 이때 아래쪽 혈액주머니는 액추에이터의 눌림이 해소되고, 실리콘 튜브의 탄성으로 인해 원래 모양으로 복원되면서 산화기 출구로부터 혈액을 흡입하게 된다. 각 혈액주머니의 입구와 출구에는 역류를 방지하기 위하여 심장 판막의 역할을 수행하는 폴리머 밸브가 부착되어 있기 때문에 혈액의 유동은 Fig. 1에서 볼 때 시계방향으로만 일어난다. 액추에이터가 내려갈 때에는 반대로 위쪽 혈액주머니로 혈액이 흡입되고, 아래쪽 혈액주머니에서는 혈액이 방출된다.

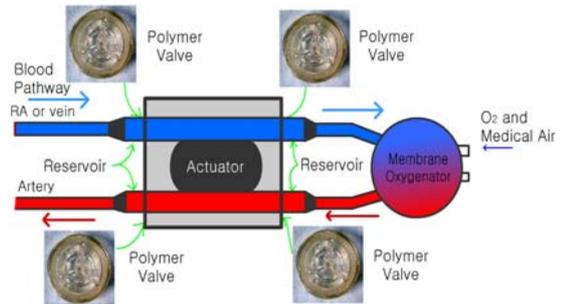


Fig. 1. Schematic of the T-PLS.

2.2 관상순환계의 집중시스템 모델

본 연구에서는 T-PLS 작동 시의 효과를 조사하기 위하여 Fig. 2와 같이 전체 심혈관계의 집중시스템 모델에 관상순환계와 T-PLS를 요소로 첨가한 모델을 이용한다. 이때 첨가된 요소를 제외한 심혈관계는 심장의 좌측과 우측, 폐순환계(pulmonary circulation)와 말초순환계로 구성된다. Fig. 2에서는 인체의 각 부분들, 혈류역학에 의하여 특성이 정해지는 전기회로 요소들로 표현하고 있다. 전기회로의 전압과 전류에 해당하는 물리량은 혈압(혈액의 압력)과 유량(혈류량)이다.

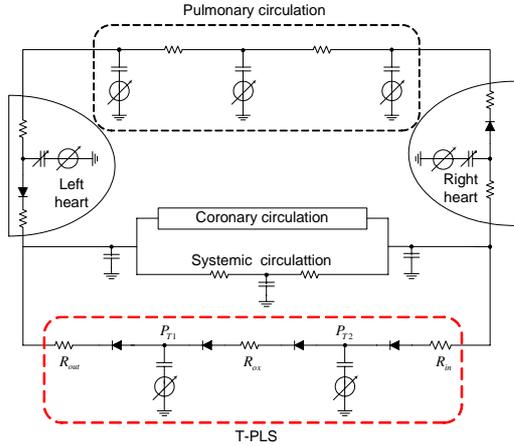


Fig. 2. Schematic of the lumped system model of cardiovascular system.

이 전기회로에 Kirchhoff의 법칙을 적용하면 각 요소에서의 압력 및 유량에 대한 연립 상미분 방정식이 얻어지는데, 이를 Runge-Kutta 방법과 같은 수치해석 방법으로 풀면 각 요소에서 시간에 따른 압력의 변화 등을 구할 수 있다. 집중시스템 모델을 이용한 해석의 원리와 적용 방법에 대한 자세한 내용은 참고문헌⁽⁶⁾을 참고할 수 있다.

관상순환계는 심장근육에 혈액을 공급하고 순환시키는 혈관계로서 관상동맥과 모세혈관과 정맥계로 구성된다. Fig. 3에서 보는 것처럼 대동맥에서 나온 혈류는 좌측 및 우측 관상동맥을 통해서 심장근육들에 퍼져있는 모세혈관들에 공급되는데 미소순환은 LAD와 LCX의 두 병렬 패스로 구성된다. 관상순환계 중에서 주로 좌측 심실근육에 혈액을 공급하는 관상동맥이

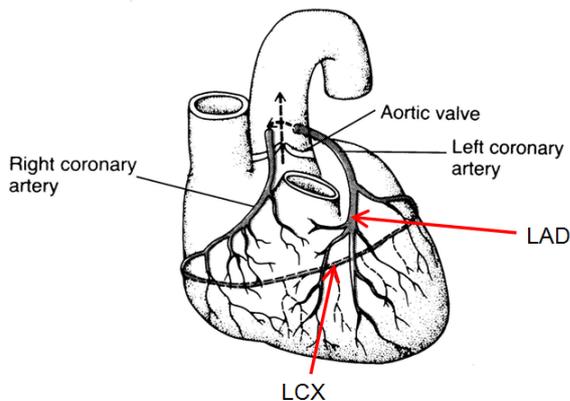


Fig. 3. Coronary artery distribution (LAD: left anterior descending, LCX: left circumflex).

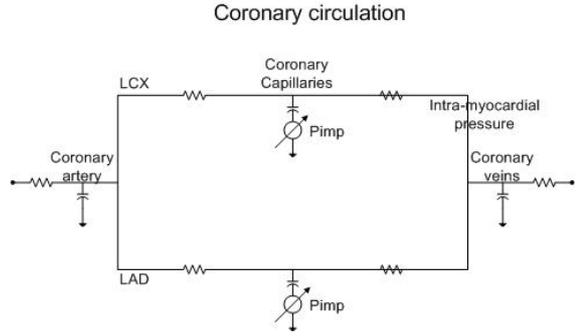


Fig. 4. Schematic of the lumped system model of coronary circulation.

LAD인데 본 연구에서는 LAD에서의 혈류량 분포에 대해서 조사할 것이다.

Fig. 3의 관상순환계를 전기회로 형태의 집중시스템 모델로 표현하면 Fig. 4와 같이 나타낼 수 있다⁽⁷⁾. 앞서 언급한 것처럼, 이 시스템에 Kirchhoff의 전류법칙을 적용하면 각 노드 (node)점, 즉 커패시턴스가 있는 각 요소에서의 압력에 대하여 다음과 같은 형태의 연립 상미분 방정식을 세울 수 있다.

$$\frac{dp}{dt} = Ap + b \tag{1}$$

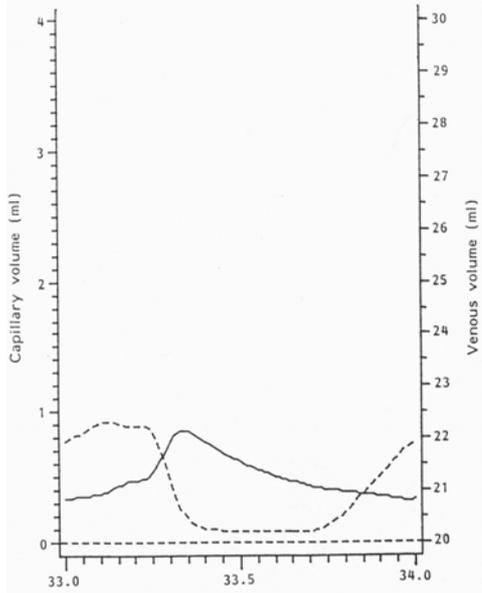
여기서 p 는 압력값들을 벡터로 나타낸 것이고, A 는 노드점 사이의 혈류역학적 관계를 나타내는 행렬, b 는 외부 시스템과의 연결조건이나 초기조건 등을 반영하는 입력벡터(input vector)이다. 압력이 정해지면 노드 사이로 흐르는 혈류량은 압력차를 저항으로 나누어서 구할 수 있다.

3. 계산 결과 및 검토

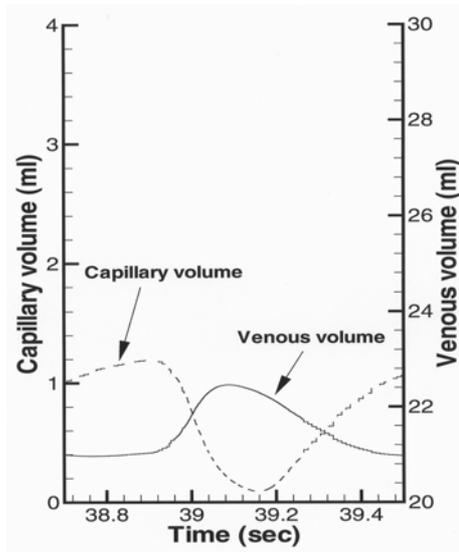
3.1 수치해석 방법의 검증

본 연구에서 사용한 집중시스템 모델과 수치계산 방법 등의 타당성을 검증하기 위하여 먼저 정상인의 관상순환계에 대한 혈류역학적 상태를 분석하고, 그 결과를 기존의 연구결과와 비교 검토하였다. Fig. 5는 모세혈관과 정맥의 체적에 대한 해석 결과를, Fig. 6은 관상순환계로 유입되는 혈류량에 대한 해석 결과를 Shreiner et al⁽⁸⁾의 결과와 한 심장주기 동안 비교한 것이다. 심장근육에 직접적으로 혈액을 공

급하는 모세혈관에 유입되는 유량은 심장의 이완기(diastole stage)에 많고, 수축기(systole stage)에는 심장의 수축으로 인하여 저항이 증가하기 때문에 유량이 매우 적다. 이런 경향을 포함하여 본 연구의 수치해석 결과는 Shreiner et al⁽⁸⁾의 결과와 정성적, 정량적으로 일치하고 있다.

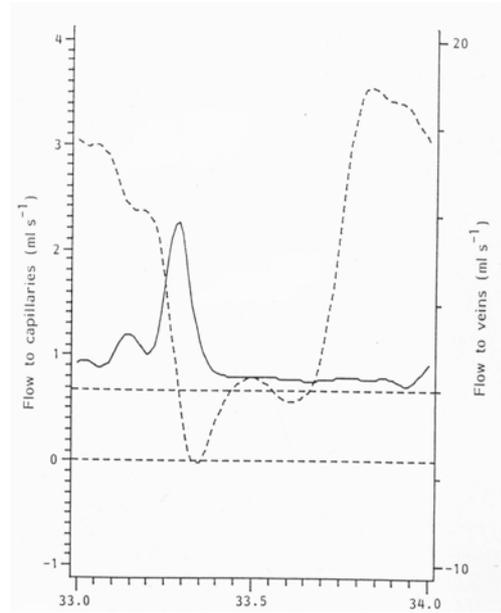


(a) computation of Shreiner et al⁽⁸⁾

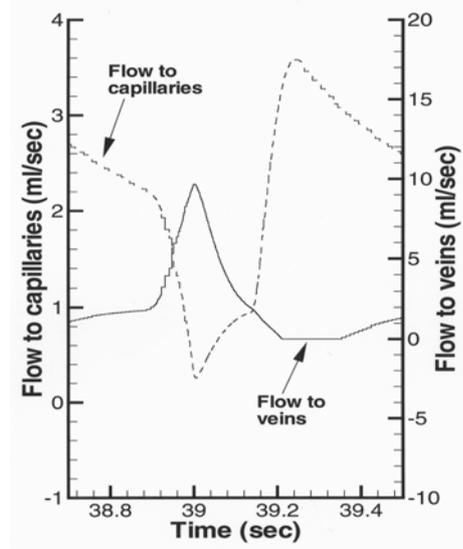


(b) present computation

Fig. 5. Comparison of the computed results of the volume for normal coronary circulation.



(a) computation of Shreiner et al⁽⁸⁾



(b) present computation

Fig. 6. Comparison of the computed results of the flow rate for normal coronary circulation.

3.2 T-PLS 작동시 관상순환계의 혈류역학적 해석

3.2.1 심부전 환자에 적용한 경우

먼저 심부전 환자에 대하여 T-PLS의 영향을 조사하기 위하여 심부전 상황을 모사하는 집중시스템 모델을 T-PLS가 작동할 경우와 그렇지 않을 경우에 대하여 계산을 수행하였다. 여기에서 심부전 모델은 관상동맥을 관찰한 경우를 상정하였다.

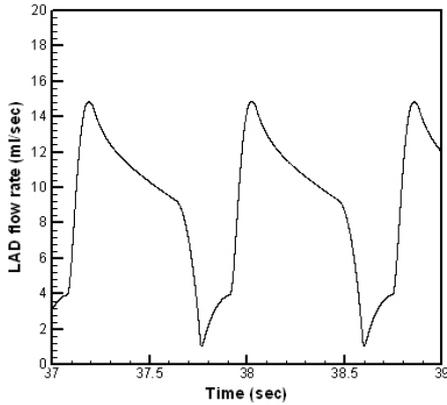
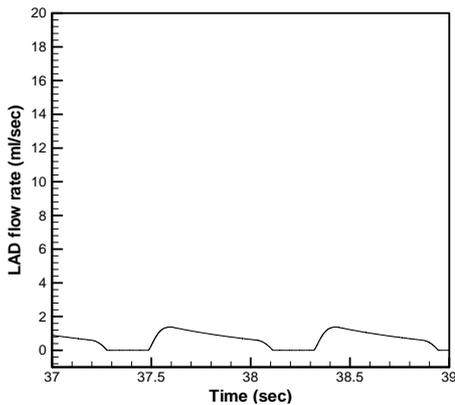
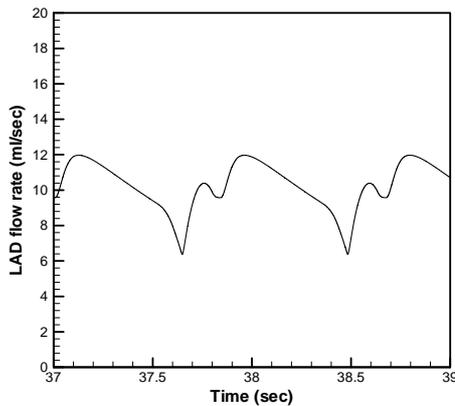


Fig. 7. Computed LAD flow rate for normal case.

Fig. 7은 정상적인 경우의 LAD를 통과하는 관상동맥 혈류의 시간적 변화를 그린 것인데, 최저 1ml/s에서 최대 15 ml/s에 이르는 매우 큰 변동을 보여주고 있다.



(a) without any assist device



(b) with the T-PLS

Fig. 8. Computed LAD flow rate for cardiac arrest model.

LAD에서의 혈류유동 특성 중에서 가장 주목하여야 할 특징은 심장 이완기 때 혈류량이 크

며, 반대로 수축기 때는 혈류량이 감소한다는 것이다.

Fig. 8은 심부전 모델에 대하여 LAD 혈류량의 시간에 따른 변화를 나타낸 것이다. 혈액순환 보조장치가 없는 심부전 모델의 경우 정상적인 경우와 비교하여 LAD에서의 유량이 1/10 정도까지 크게 떨어짐을 알 수 있다(Fig. 8(a)). 보통 만성 심부전 환자의 경우, 부순환(collateral circulation)에 의하여 유량이 상당부분 회복되지만 본 연구와 같은 관상동맥 결찰 모델에서는 이러한 효과를 무시할 수 있다. 반면 T-PLS가 작동 중인 경우, 정상적인 경우에 비해 다소 부족하긴 하지만, 보조장치를 사용하지 않는 경우와 비교해서는 유량이 크게 증가함을 알 수 있다(Fig. 8(b)).

3.2.2 심장마비 환자에 적용한 경우

다음으로 갑작스런 쇼크로 인하여 심장박동이 정지된 심장마비 환자에게 T-PLS를 시술하였을 때의 관상순환계의 거동에 대하여 집중시스템 모델을 통하여 조사하였다. Fig. 8은 쇼크를 일으키기 전의 상태에 대한 시뮬레이션 결과를 보여준다. 대동맥(aorta)과 우심방(right atrium)의 평균압력은 각각 78mmHg 및 4mmHg이고, 관상동맥에서의 최소 및 최대 혈류량은 대략 0.6ml/s 및 3.0ml/s이다.

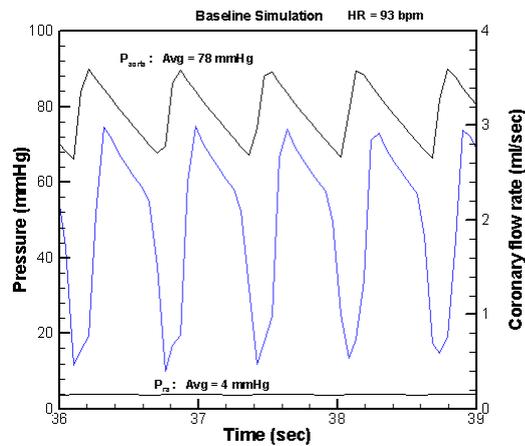


Fig. 8. Result of the baseline simulation.

응급 처치에 필요한 시간을 감안하여 쇼크가 일어난 후 5분 만에 T-PLS를 환자에게 시술하여 가동한다. T-PLS를 가동하기 시작하여 26

분이 지난 후에 쇼크 원인을 제거를 위한 제세동(defibrillation, DF) 처치가 이루어지며, 50분 후에 T-PLS를 정지시킨다. 심장마비 환자의 관상순환계에 대한 시뮬레이션은 쇼크를 일으키기 전 5분과 T-PLS의 작동 중지 후 10분을 포함하여 총 70분 동안 수행하였다.

을 상승시킬 수 있는 것도 확인된다. T-PLS를 정지시키면 압력과 혈류량이 다시 서서히 감소되어 충분한 시간이 경과하면 정상시의 값으로의 복원이 이루어진다.

4. 결 론

본 연구에서는 심부전 환자에게 시술된 한국형 생명보조 장치인 이중박동 생명보조장치(T-PLS)가 작동될 때의 관상순환계의 혈류역학적 반응을 해석하기 위하여 집중시스템 모델(lumped system model)을 기반으로 하는 수치계산 모델을 개발하였다. 전체 심혈관계에 관상순환계와 T-PLS를 요소로 추가하였는데, 이것은 기술적으로 기존의 관상동맥계 집중시스템 모델에 T-PLS의 혈류역학적 영향을 추가한 것을 의미한다. 본 연구에서 제시한 수치해석 방법의 타당성을 검증하기 위하여 정상인에 대한 계산결과를 기존의 연구와 비교 검토하였으며, 두 결과가 정성적으로 또 정량적으로 일치함을 확인할 수 있었다. 심부전 모델은 관상동맥을 결찰한 경우를 상정하였으며, 이에 대하여 T-PLS작동 시의 관상순환계의 혈류역학적 변화를 평가하였다. 심부전 모델의 경우에는 정상적인 경우에 비하여 혈류량이 대폭 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 심부전인 경우에도 T-PLS를 사용하면 정상적인 경우에는 못 미치지만, 아무 보조장치도 사용하지 않은 경우에 비해 혈류가 대폭 상승하는 것을 관찰할 수 있었다. 심장 쇼크를 일으킨 심장마비 환자에 대하여 T-PLS 시술과 제세동(DF) 처치를 실시한 경우에 대한 시뮬레이션 결과를 통하여서도 관상순환계의 압력과 혈류량을 서서히(T-PLS), 그리고 급속히(DF) 상승시키면서 정상상태로 복원되는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구에서 제시한 집중시스템 모델에 기반한 수치해석 방법은 향후 심장질환 환자를 위한 심혈압 측정과 응급 처치를 위한 원격진단기에 원용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 금오공과대학교 학술연구비 지원으로 수행되었습니다.

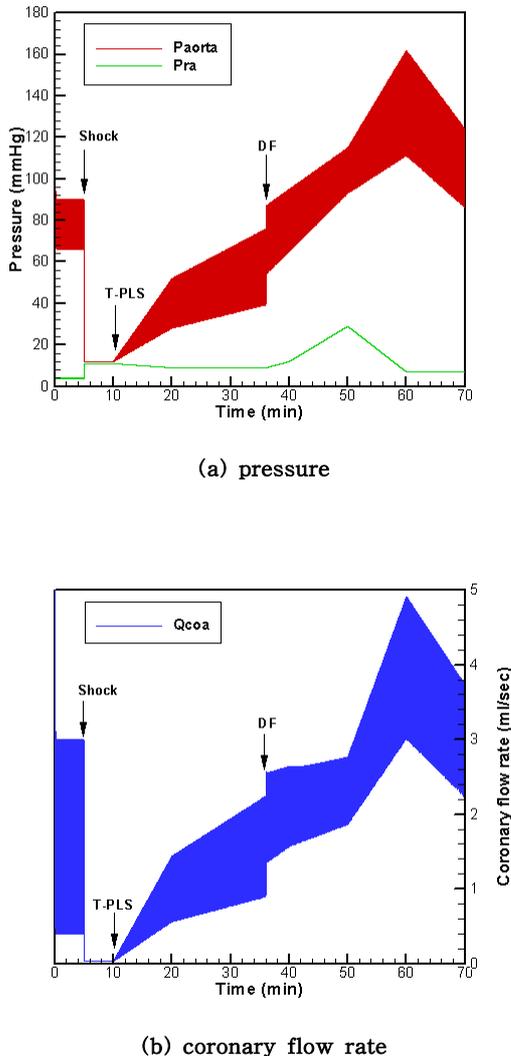


Fig. 9. Computed behavior of the coronary circulation system for cardiac arrest case with T-PLS and defibrillation operation.

Fig. 9(a)는 시뮬레이션 결과 얻어진 대동맥과 우심방에서의 압력 변화를 보여주며, Fig. 9(b)에는 관상동맥 혈류량의 변화가 나와 있다. T-PLS를 가동하면 쇼크를 일으켜 정지되었던 심혈관계에 혈액이 순환하기 시작되어 대동맥 압력과 관상동맥 혈류량이 서서히 상승한다. 제세동 처치를 하면 짧은 시간에 혈압과 혈류량

참 고 문 헌

- 1) McGee, E.C. Jr., McCarthy, P.M., and Moazami, N.: Temporary Mechanical Circulatory Support, Cohn L.H. ed., Cardiac Surgery in the Adult, McGraw-Hill, New York, pp.507-534, (2008)
- 2) Min, B.G., Kim, H.C., Choi, J.W., Ryu, G.H., Seo, K.P., Rho, J.R., Ahn, H., Kim, S.W., Diegel, P.D., and Olsen, D. A, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, **37, 12**, 1186, (1990)
- 3) Rho, Y.R., Choi, H., Lee, J.C., Choi, S.W., Chung, Y.M., Lee, H.S., Hwang, C.M., Lee, H.S., Ahn, S.S., Lee, R.Y., Son, H.S., Choi, M.J., Baek, K.J., Kim, J.S., Suh, G.J., Won, Y.S., Sun, K., and Min, B.G., *Int J Artif Organs*, **26**, 428, (2003)
- 4) Lee, H.S., Rho, Y.R., Lee, H.S., Hwang, C.M., Choi, S.W., Lee, J.C., Choi, H., Ahn, S.S., Sun, K., Son, H.S., Baek, K.J., Won, Y.S., and Min, B.G., *J Artif Organs*, **6**, 25, (2003)
- 5) Jeong, G.S., Shim E.B., Ko, H.J., Youn, C.H., Sun, K., and Min, B.G., *J Artif Organs* **7**, 174, (2004)
- 6) Heldt, T., Shim, E.B., Kamm, R.D, and Mark, R.G., *J Appl Physiol*, **92, 3**, 1239, (2002)
- 7) Guiot, C., Merletti, A., Pagliaro, P., Losano, G., *Comput. Biol. Med.*, **30, 3**, 111, (2000)
- 8) Schreiner, W., Neumann, F., and Mohl, W., *J. Biomed. Eng.*, **12**, 429, (1990)

(2008년 11월 28일 접수, 2009년 2월 13일 채택)