

박동형 인공심폐기에서의 혈류의 고체-유체 상호작용에 대한 수치적 연구

정기석*, 성현찬*, 심은보**, 고희종**, 민병구***

Numerical study for fluid-structure interaction of blood flow in TPLS

G. S. Jung*, H. C. Seong*, E. B. Shim**, H. J. Ko** and B. G. Min***

Key Words : Hemodynamics(혈류역학), Hemolysis(용혈), TPLS(박동형 인공심폐기)

Abstract

Hemodynamics of the TPLS(Twin Pulse Life Support System) is numerically investigated to delineate the possibility of hemolysis in blood. Computational method employing finite element algorithm is utilized to solve the blood flow of the sac squeezed by moving actuator. We assume that the blood flow interacts with the sac material which is activated by the rigid body motion of the actuator. Valve dynamics at the ends of the sac is simplified as on/off type motion. We compute the transient viscous flow in the two-dimensional geometry of the blood sac. Incompressible laminar flow is simulated on the assumption of Newtonian fluid. Blood velocity has a step gradient near the throat of the sac formed by the moving actuator. According to the decrease of the gap size of blood passage, the magnitude of shear stress in the blood is dramatically increased. Numerical solutions show that the maximum value of shear stress in the blood flow in TPLS is relatively smaller than that of the roller type ECLS.

1. 서론

심장병 환자를 수술하거나 갑작스럽게 심장발작을 일으킨 경우에 일시적으로 심장의 역할을 대행할 수 있는 혈액 펌프를 개발하기 위한 연구는 그 동안 많이 수행되어 왔다. 이와 관련하여 펌프 작동 시에 혈액 내 또는 혈액과 고체벽 사이에서 과도한 전단응력이 발생하면 혈액을 이루고 있는 세포가 파괴되거나(용혈현상(hemolysis)이라고 한다) 혈전(thrombus)이 발생할 수 있는 것으로 보고된 바 있다[1,2].

최근에 서울대학교의 민병구 교수팀에 의해 개발된 TPLS(Twin Pulse Life Support System)는 인체의 외부에서 작동하는 박동형 인공심폐기로서 인간의 심장 역할을 하는 동시에 혈액에 산소를 공급해주는 장치이다. TPLS는 강제운동을 하는 액추에이터의 양쪽에 폴리머로 제작된 파이프 형태의 혈액주머니를 배치한 구조로 되어 있다. 액추에이터가 상하운동을 하면 혈액주머니가 수축/이완되면서 파이프 양단에 설치된 두 밸브 중 열려있는 쪽을 통하여 혈액의 유동이 일어나게 된다. 본 연구에서는 TPLS의 혈류역학적 성능을 파악하기 위하여 고체-유체 상호작용을 고려하여 TPLS에서의 혈액 유동을 수치적으로 해석하고자 한다. 수치해석 방법은 유한요소법에 기반을 둔 상용소프트웨어인 ADINA 코드를 이용하는 것으로 하였으며, 계산

결과를 알려진 결과와 비교 분석하였다. 특히 혈액 유동장 내에서 시간에 따른 속도와 전단응력 분포 특성의 변화 등 용혈이나 혈전 생성과 관련성이 높은 물리량들을 집중적으로 조사하였다.

2. 수치해석 모델

TPLS에서 혈액 펌프의 역할을 하는 부분은 박동형 액추에이터와 두 개의 혈액주머니로 구성되어 있으며, 이것을 2차원으로 근사시킨 모델은 Fig. 1과 같다. 실제 TPLS 내에서의 유동은 비정상 3차원 유동이지만 강체(액추에이터)와 고체(탄성체인

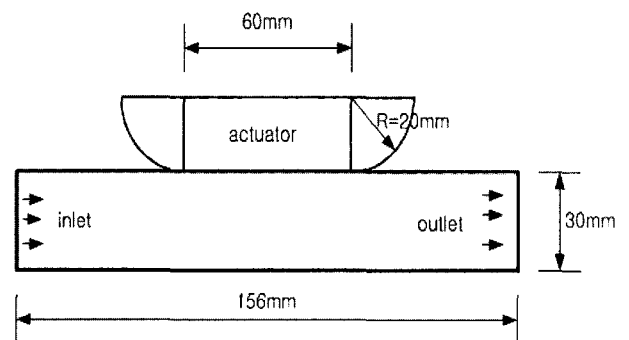


Fig. 1 Schematic drawing of two-dimensional model of TPLS

* 금오공과대학교 대학원, arysu94@kumoh.ac.kr
hcsung@kumoh.ac.kr

** 금오공과대학교 기계공학부, simeb@kumoh.ac.kr
kohj@kumoh.ac.kr

*** 서울대학교 의공학과, bgmin@plaza.snu.ac.kr

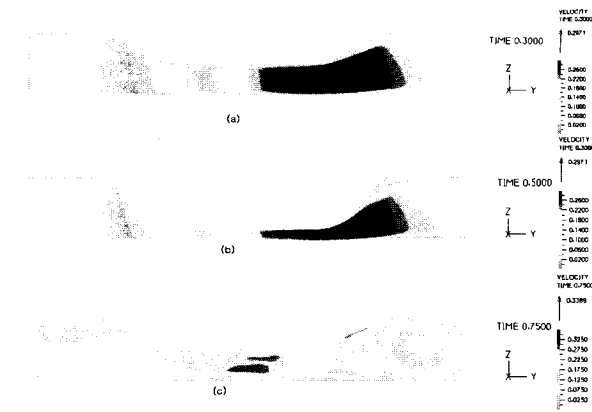


Fig. 2 Distribution of velocity vector

혈액주머니) 그리고 유체(혈액)가 복합적으로 운동하면서 유동이 일어나기 때문에 해석의 편의를 위하여 전 시스템을 2차원 모델로 근사시켰다. 2차원 문제라고 하더라도 고체-유체 상호작용과 강체-고체간 접촉문제를 동시에 해결해야 하기 때문에 매우 긴 반복계산이 필요하다[3].

액추에이터가 상하 운동을 하면 혈액주머니에 압력을 가하게 되는데 압력이 가해지는 쪽 혈액주머니는 수축되는 반면에 반대쪽은 이완하게 된다. 혈액주머니가 수축될 때 입구 측 밸브는 닫히고 출구 측 밸브는 열린다. 본 연구에서 입구와 출구에서의 경계조건으로 수축 시에는 입구에 벽 조건을, 출구에는 Neumann 조건을 부과하고, 반대로 이완 시에는 입구에 속도 ($V = 0.2\text{ m/s}$)를 지정하고 출구는 벽 조건을 부과한다. 수축과 이완은 각각 0.5초 동안에 일어나는 것으로 하였다.

액추에이터는 강체로 가정하였으며, 혈액주머니는 등방성 탄성체로서 종탄성계수(E) $6.07 \times 10^6\text{ Pa}$, 포아송 비(ν) 0.4 그리고 밀도(ρ) $1,104\text{ kg/m}^3$ 로 가정하였다. 혈액은 점성계수와 밀도가 각각 $1,000\text{ kg/m}^3$ 과 $0.003\text{ Pa}\cdot\text{s}$ 로 일정한 뉴턴 유체로 가정하였다

3. 결과

Fig. 2는 TPLS의 작동시 시간변화에 따른 유동장 내 속도분포를 벡터 형태로 나타낸 그림이다. 여기서, (a)는 수축시, (b)는 수축과 이완의 역전시, 그리고 (c)는 이완시 속도분포를 각각 나타내고 있다. 용혈현상이나 혈전발생은 혈액유동에서 과도한

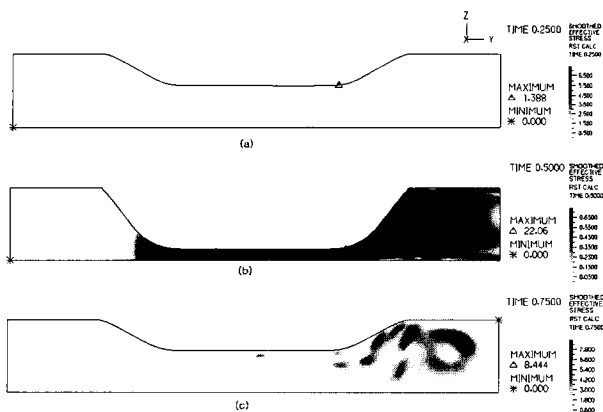


Fig. 3 Contour plot of effective shear stress

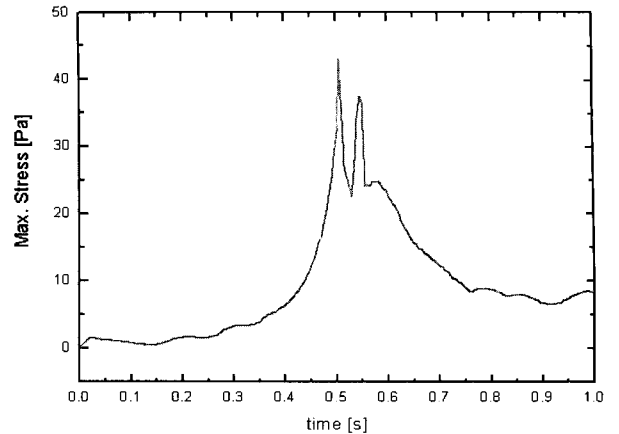


Fig. 4 Variation of maximum shear stress with time

응력이나 와류가 나타날 때 발생할 가능성이 크다. (b)에서는 작동기간 중에서 가장 큰 속도분포로 인하여, (c)의 경우는 출구영역부근에서 와류가 발생하기 때문에 용혈현상이나 혈전발생의 가능성이 비교적 높을 것으로 예상된다.

Fig. 3은 TPLS의 작동시 시간변화에 따른 유동장내의 응력분포를 나타낸 그림이다. 여기서, 진한 색이 될수록 응력이 큰 부분을 나타내는데 이는 Fig. 2에서 나타났던 용혈현상이나 혈전발생 가능성이 높은 부분과 거의 일치함을 확인할 수가 있었다.

Fig. 4는 시간의 변화에 따른 최대전단응력의 변화를 나타낸 그림이다. 최대전단응력의 변화곡선을 살펴보면 수축말기와 이완초기에 큰 전단응력이 나타남을 알 수 있는데, 이 결과는 Fig. 3(b)의 결과와 합치한다. 이 시기에 전단응력이 커지는 것은 유류가 최고로 축소되어 속도가 크게 나타나기 때문이다. 따라서 수축초기와 이완말기에는 전단응력의 크기가 작다.

4. 결론

본 연구를 통하여 TPLS의 작동시 최대 전단응력이 수축말기와 이완초기에 나타남을 확인할 수 있었다. 그러나 그 크기가 풀러 타입의 ECLS 펌프에 비하여 상대적으로 작으며, 비교적 짧은 시간동안만 지속된다. 이것은 작동되는 시간 전반에 걸쳐서 응력이 크게 나타나는 ECLS 펌프에 비하여 TPLS의 성능이 우수함을 보여주는 결과라고 하겠다.

참고문헌

- [1] K.S. Om, Y.H. Jo, B.G. Min, "Static state hemodynamic variables estimation model for the moving-actuator type total artificial heart Part II - Aortic Pressure estimation". Int J. of Artificial Organs Vol.22, No.2 (1999)
- [2] C.I. Jung, B.G. Min, "Localization on intracellular calcium stores with shear stress in human endothelial cell" Cellular Engineering Vol.2, No.1 (1997)
- [3] K.J. Bathe, H. Zhang, S. Ji, , "Finite element analysis of fluid flows fully coupled with structurale interactions"Computers & Structures, Vol 72, pp. 1-16 (1999)