

선인장 형태의 한국형 인공심장 내 3차원 혈류의 수치적 해석

박명수* · 고희종** · 민병구*** · 심은보**

Numerical analysis of blood flow in the cactus type KTAH

M.S. Park*, H.J. Ko**, B.G. Min***, E.B. Shim**

Keywords : KTAH, Cactus type artificial heart, Numerical analysis, Blood flow

Abstract

Three-dimensional blood flow in the sac of the KTAH(Korean total artificial heart) is simulated using fluid-structure interaction model. The aim of this study is to delineate the three-dimensional unsteady-blood flow in the sac of KTAH. Incompressible viscous flow is assumed for blood using the assumption of Newtonian fluid. The numerical method employed in this study is the finite element software called ADINA. Fluid-structure interaction model between blood and sac is utilized to represent the deformation of the sac by the rigid moving actuator. Three-dimensional geometry of cactus type KTAH is chosen for numerical model with prescribed pressure boundary condition on the sac surface. Blood flow is generated by the motion of moving actuator and strongly interacts with the solid material surrounding blood. High shear stress is observed mainly near the inlet and outlet of the sac.

1. 서론

한국형 인공심장은 소형 모터를 이용하여 전기에너지를 기계적 에너지로 변환 하여 혈액을 순환 시키도록 고안되었다. 2개의 자루 모양의 혈액주머니가 있고 그 중간에 액츄에이터가 설치되어서 좌우 왕복운동을 하면서 양쪽의 혈액주머니를 번갈아 밀어주면 혈액주머니가 수축되면서 혈액이 이동한다. 혈액주머니에는 입구와 출구 2개의 포트가 있으며 이곳에 밸브가 장착되어 혈액이 흘러 들어오고 나가는 것을 조절하게 된다.[1]

그 동안의 실험과 연구를 통하여 밝혀진 인공심장의 문제점으로는 혈전 생성과 용혈현상이다. 혈전생성을 유체 역학적 관점에서 볼 주된 원인으로서는 혈류의 정체 또는 속도 감소와 재순환(recirculation) 또는 박리유동(separated flow)을 들 수 있다. 또한 과도한 전단 응력에 의해 혈액을 구성하는 혈소판 혈구 세포들의 세포막의 파괴, 즉 용혈 현상과 더불어서 진행되며 Leverett [2]등은 전단응력의 크기와 노출시간이 용혈을 결정짓는 중요한 요소임을 지적한 바가 있다.

지금까지 한국형 인공심장에 대한 연구는 주로 실험적인 방법을 통하여 이루어져왔으며 혈액 주머니 내의 혈류 역학적 연구는 매우 드물다. 최근 대동맥에서 압력 예측을 위한 lumped parameter model을 사용한 시스템 해석을 수행하였으나 혈전생성이나 용혈현상을 설명하기 위해선 혈액주머니내의 유동동장에 대한 속도 및 압력, 전단응력과 같은 유동 변수에 대한 자료제시가 필요하다.

본 연구에서는 선인장 형태의 한국형 인공심장에 대하여 고체-유체 상호작용 기법을 사용하여 혈류 유동장을 해석하고 이에 대한 자료를 제시하고자 한다.

2. 수치계산

한국형 인공심장의 혈액 주머니 내에서 혈액의 유동은, 좌우 두 주머니의 중앙에 설치된 액츄에이터가 좌우로 주기적으로 왕복하면서 양쪽을 번갈아 눌러 주어 수축(systole)과 이완(diastole)을 일으킴으로써 생겨난다. 이 유동장을 해석하기 위해서는 강체(액츄에이터), 고체(혈액 주머니), 그리고 유체(혈액)에 대한 복합적인 접근이 필요하다. 이를 해석하기 위하여 유체-고체 상호 작용 해석에 강점이 있는 유한요소 패키지인 ADINA 코드를 사용하였다.

액츄에이터와 혈액 주머니 사이의 접촉 문제를 고려하여 유동장을 해석하게 되면 많은 계산 시간이 소요된다. 따라서 본 연구에서는 액츄에이터의 접촉에 의해 발생하는 혈액 주머니의 변형을 시간에 따라 변화하는 경계압력 조건으로 대체하였다. 이것은 3차원 접촉문제(강체와 고체)를 단순화하기 위하여 사용한 가정이다. 그리고 혈액 주머니와 혈액 사이에는 3차원적인 고체-유체 상호작용이 일어나는 것으로 모델링을 하였다. 여기에서는 좌심실의 기능을 대체하는 좌측 혈액 주머니의 운동에 대하여 주로 해석을 수행 하여 그 결과를 분석 하였다.

문제를 간편하게 다룰 수 있도록 하기 위하여 밸브를 단순한 On/Off 방식 개폐구로 가정함으로써 입구와 출구에서의 조건을 단순화 하였다. 혈액 주머니의 1회 수축/이완 시간은 맥박수가 60일 때를 기준으로 하였다. 수축과 이완에 걸리는 모두 0.5초로 하여 같은 시간이

* 금오공대 대학원, pms99@kumoh.ac.kr

** 금오공대 기계공학과 simeb,kohj@kumoh.ac.kr

*** 서울대학교 의대 의공학과, bgmin@snu.ac.kr

걸리는 것으로 가정하였다. 혈액 주머니는 그 외벽에 압력을 가하여 눌러짐으로써 변형되도록 유도하였으며, 이완시에는 입구에 사인과 형태의 압력을 주었다. 혈액 주머니 내 혈액의 유동은 시간에 따라 유동장의 경계가 변하므로 ALE 방법(Arbitrary Lagrangian Eulerian method)이 사용되며, 고체와 유체의 경계면에서는 속도 연속조건과 힘 평형조건이 만족될 때까지 반복적으로 계산한다.

수치 해석에 사용된 혈액은 비압축성 뉴턴 유체로, 혈액 주머니는 선형 등방성 탄성체로 가정하였다.

3. 결과 및 고찰

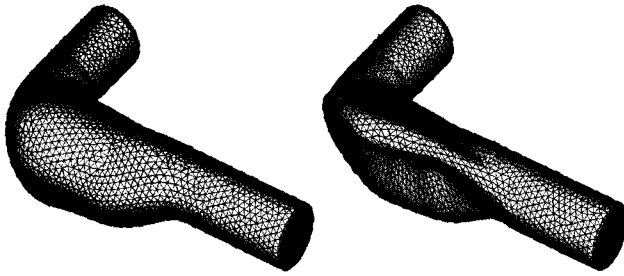


Fig.1 Mesh deformation

Fig. 1은 시간에 따라 변화하는 압력을 혈액주머니 외부에 부가하였을 때, 변형 상태를 나타내고 있다. 특히 Fig. 1의 오른쪽 그림은 혈액주머니가 최대 변형했을 때를 나타내고 있다. 이는 액추에이터에 의한 효과가 실험적인 관찰과 어느 정도 잘 반영하고 있다는 것을 보여 주고 있다.

Fig. 2은 수축기에서의 속도를 나타내는 것으로 혈액 주머니의 함몰에 의하여 혈액이 출구 방향으로 주류(main stream)를 형성하면서 흘러감을 보여주고 있다. 속도가 상당히 느린 흡입구 주위에는 정체 영역이 형성될 가능성이 높다. 이완 과정의 속도 분포는 Fig. 3에 보이며, 막힌 출구부 부근에서 재순환 영역이 형성됨을 알 수 있다. 비록 단순 개폐의 밸브 모델을 사용하였으나 밸브 주위의 유동 해석 결과[3]와 비교하여 볼 때 유사한 유동 패턴을 보이고 있다.

Fig. 4는 전단응력 분포를 나타낸 것으로, 선인장 형태의 모델에서는 전단응력의 크기가 구형 모델(비선인장 타입)에 비하여 상당히 개선되었음을 알 수 있다. 출구 쪽의 전단응력 변화는 수축 시에 혈류량이 많기 때문에 생기는 것인데, 이 또한 구형 모델의 그것에 비하면 작은 것으로 관찰되었다[4].

4. 결론

액추에이터로 인한 혈액주머니의 변형을 혈액주머니 외부에 작용하는 압력조건으로 대체하여 계산한 결과, 어느 정도 타당한 혈액 주머니의 변형을 유도할 수 있었다. 전단응력은 수축기와 이완기에 각각 출구와 입구에서 다른 영역에 비해 크게 나타나고 있다. 하지만 본 연구에서 계산한 선인장 형태의 인공심장은 기존 모델에 비해 비교적 작은 전단 응력을 보여주고 있다. 특히 기존 모델에서 대두 되었던 입출구 쪽 모서리 부분의 강한 전단응력은 상당히 완화 되었음을 알 수 있

다. 선인장 형태의 모델에서는 입구와 출구의 위치를 90도로 배치하여 정체영역 제거에 많은 이점을 가지고 있다.

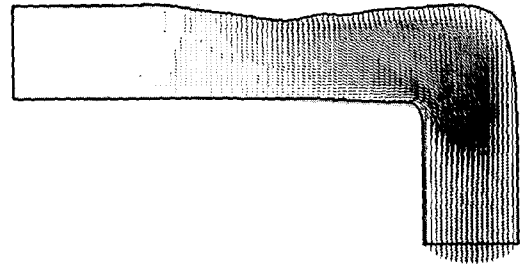


Fig. 2 Velocity vector at systole

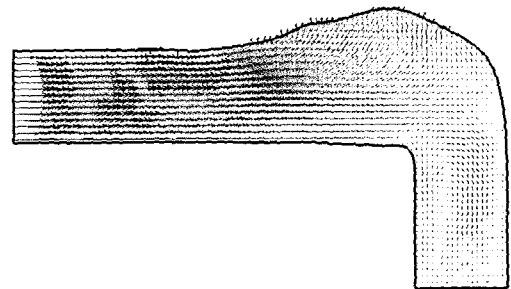


Fig. 3 Velocity vector at diastole

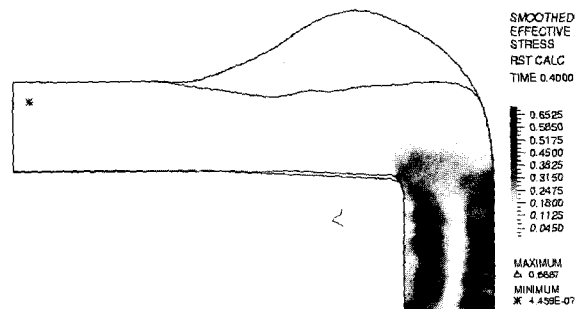


Fig.4 Distribution of shear stress at systole

참고문헌

- [1] J. K. Chang, et al., 1993, "A human model of the moving-actuator type TAH," *Heart Replacement: Artificial Heart*, Vol. 4, pp. 133-138.
- [2] L.B. Leverett, J.D. Hellums, C.P. Alfrey and E.C. Lynch, "Red blood cell damage by shear stress", *Biophysics Journal*, Vol. 12, p. 257-73, (1972).
- [3] EB Shim, et, al., 2001."Numerical Analysis of The Three-Dimensional Blood Flow around a Polymer Valve", *13th world Congress of the international Society for Artificial Organs*, Vol 25, No 10.
- [4] 박명수, 심은보, 고희중, 박찬영, 민병구, "인공심장 sac내의 유체-구조물 상호 작용에 대한 수치적 연구," *한국전산유체공학회 2000 춘계학술대회 논문집* pp. 27-32.