



인공심장 sac내의 3차원 유체-구조물 상호작용에 대한 수치적 연구

Numerical analysis of the 3D fluid-structure interaction in the sac of artificial heart

박 명수*, 심 은보*, 고 형중*, 박 찬영**, 민 병구**

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

Abstract

In this study, the three-dimensional blood flow within the sac of KTAH(Korean artificial heart) is simulated using fluid-structure interaction model. The numerical method employed in this study is the finite element commercial package ADINA. The thrombus formation is one of the most critical problems in KTAH. High fluid shear stress or stagnated flow are believed to be the main causes of these disastrous phenomenon. We solved the fluid-structure interaction between the 3D blood flow in the sac and the surrounding sac material. The sac material is assumed as linear elastic material and the blood as incompressible viscous fluid. Numerical solutions show that high shear stress region and stagnated flow are found near the upper part of the sac and near the corner of the outlet during diastole stage.

Key Words : 한국형 인공심장, 혈전생성, ADINA코드, 유체-고체 상호작용 해석

1. 서론

한국형 인공심장은 서울대학교 의과대학 의공학과 민 병구 교수팀에 의해 처음 개발된 이후, 인체이식을 위한 많은 연구가 진행된 바 있다. 현재는 인체이식실험의 사전 단계로서 동물을 대상으로 한 실험을 진행 중이며 상당한 진전을 이룬 상태이다[1,2]. 그 동안의 많은 실험과 연구를 통하여 밝혀진 인공심장의 문제점들 중의 하나는 바로 혈전생성(thrombus formation)이다. 이것은 sac내의 혈액에 작용하는 과도한 전단응력 또는 정체영역과 밀접한 관련이 있으며, 이를 해결하기 위해서는 sac내의 혈류 유동장에 대한 자세한 해석이 요구된다.

본 연구에서는 3차원 유체-구조물 상호작용(fluid-structure interaction) 모델을 사용하여 인공심장 sac내의 혈류에 대한 수치적 해석을 수행한다. 인공심장 내의 혈류는 강체로 된 moving actuator의 반복적 운동에 의해서 구동된다. 따라서 이의 공학적 해석을 위해서는 actuator, 고체 재료로 이루어진 sac, 그리고 sac내의 혈류에 대한 복합적인 접근이 요구된다. 본 연구에서는 이를 위하여 유한요소법에 기반을 둔 상용 소프트웨어인 ADINA코드를 사용한다. 이 코드는 1980년대 초 원래 구조역학 전용의 패키지로 개발되었으나, 그 이후 열유체 및 유체-고체 상호작용 해석

* 금오공과대학교 기계공학부

** 서울대학교 의과대학 의공학과



을 위한 프로그램으로 발전하였다[3].

본 연구에서 사용된 모델은 actuator, sac, 그리고 sac내의 혈류에 대한 복합적 상호작용 모델이 타당하나, 강체인 actuator와 고체인 sac의 접촉문제(contact problem)를 제외한 고체재질인 sac과 sac내 혈류의 고체-유체 상호작용 문제만을 고려하여 해석하였다. sac의 입구와 출구에서는 동물 실험에서 측정된 개략적인 실험치를 경계조건으로 사용하였고, actuator의 운동경로도 역시 실험에서 측정된 것을 기반으로 하였다. 이때 입구와 출구에 있는 심장밸브는 계산의 편의를 위하여 on/off 타입의 밸브로서 근사하였다.

2. 수치해석 방법

먼저 sac의 고체역학적 해석을 위한 과정을 설명한다. 여기에서 sac은 등방성 탄성재질로 가정되었으며, 그 동적 거동은 다음과 같은 비정상 형태의 지배방정식으로 표현된다.

$$\tau_{ij} = \rho_i \ddot{u}_i \quad (1)$$

여기에서 τ_{ij} 는 Cauchy stress tensor ($ij = 1,2$)의 ij 방향 성분이며, \ddot{u}_i 는 i 방향으로의 가속도, ρ_i 는 고체의 밀도이다. 그리고 콤마는 편미분을 의미한다. 위의 식을 풀기 위하여 ADINA에서는 mixed displacement/pressure에 기반을 둔 유한요소 방법을 사용하며 혈액은 점성 비압축성의 뉴턴 유체로 간주되었다. 지배 방정식은 질량 및 운동량 보존의 원리로부터 구해지는 Navier-Stokes방정식이며, 아래와 같이 벡터 형태로 쓸 수 있다.

$$\frac{\partial U}{\partial t} + \nabla \cdot (F - G) = 0 \quad (2)$$

여기에서

$$U = \begin{bmatrix} 0 \\ \rho_f \vec{v} \end{bmatrix}, F = \begin{bmatrix} \rho_f \vec{v} \\ \rho_f \vec{v} \vec{v} \end{bmatrix}, G = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} \quad (3)$$

이며, \vec{v} 는 속도벡터; f 는 유체 밀도, τ 는 stress tensor이며 아래와 같이 표현된다.

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \quad (4)$$

p 는 유체압력, δ_{ij} 는 Kronecker delta, μ 는 점성계수이며, 전단율 tensor는 아래와 같다.

$$e_{ij} = \frac{v_{i,j} + v_{j,i}}{2} \quad (5)$$

식 (2)에 대해서 Galerkin 방법을 적용하면 다음과 같은 유한요소 행렬 방정식이 나온다.

$$KX = R \quad (6)$$

위에서 K 는 stiffness matrix, X 는 절점에서의 변수 값을 나타내며, R 은 external driving force를 의미한다. 유체 지배방정식 (2)에서 유도된 행렬방정식 (6)은 비선형적이기 때문에



Newton-Raphson method나 successive substitution method등을 활용하여 해석하여야 한다. ADINA는 유체 영역과 고체 영역 사이의 상호작용을 모사하기 위하여 ALE(Arbitrary Lagrangian Eulerian) 방법을 사용한다. 이럴 경우 운동량 방정식 (2)는 격자의 움직임을 반영할 수 있도록 다음과 같이 변형되어야 한다[4].

$$\rho \left[\frac{\delta v_i}{\delta t} + \left(v_j \frac{\delta d_j}{\delta t} \right) v_{i,j} \right] = \tau_{ij} \quad (7)$$

위에서 $\delta v_i / \delta t$ 는 움직이는 격자점 들에서 속도 성분의 시간 미분을 의미하며, $\delta d_j / \delta t$ 는 j 방향으로의 격자의 이동속도를 나타낸다. 유체-고체 상호작용의 수렴된 해를 구하기 위해서 완전히 결합된 형태의 방정식을 해석하여야 한다. 즉 고체와 유체의 경계 격자점 들에서 속도와 변위가 일치하도록 해야하며 또한 힘의 평형조건을 만족시킬 때까지 반복 계산한다.

3. 3차원 모델 및 계산결과

3.1 3차원 모델링

먼저 한국형 인공심장 개략적인 형태는 아래 그림에 나타나 있다.

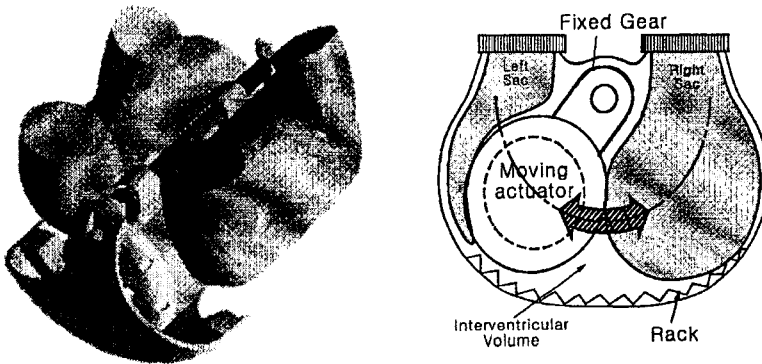


Figure 1 Schematic diagram of the computational model

2개의 자루 모양의 sac이 있고 그 중간에 actuator가 존재한다. Actuator는 인공심장 컨트롤러에 의해 조정되며 원호 상을 따르는 반복운동으로서 좌우측의 sac을 번갈아가며 수축(systole) 또는 이완(diastole) 시킨다. 이로 인하여 sac내에는 마치 인간의 심장에서의 비슷한 혈액 유동이 발생된다. 좀 더 정확한 계산을 위해서는 actuator, sac, 그리고 sac내의 혈류에 대한 복합적 상호작용 모델이 타당하나 본 3차원 연구에서는 문제의 복잡성을 피하기 위하여 actuator와 sac간의 접촉 문제를 다른 방법으로 적절히

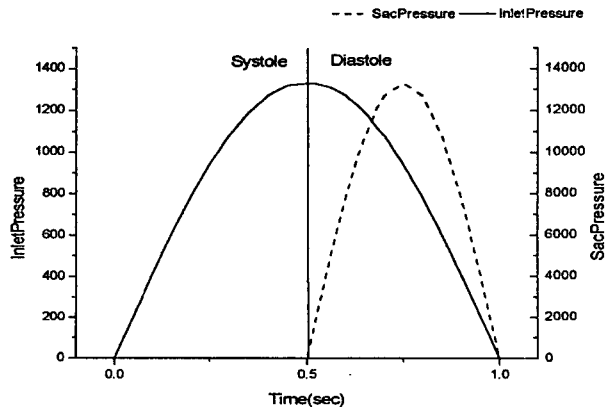


Figure 2. Pressure at inlet according to time

모델링 한다. 즉 actuator에 의해 유발되는 sac의 변형을 근사화 하기 위하여 시간에 따라서 변화 하는 외압을 sac재질 표면에 부가하였다. 또한 sac의 운동이 서로 대칭적인 운동을 하므로 한쪽만 을 모델링 하였다.

수치해석을 수행하기 위해 밸브의 운동을 단순 개폐로 모델링 하였다. 초기상태에서 밸브는 출구 쪽(outlet)은 열려있고 입구 쪽은 닫혀있으며, 시간에 따라서 입구와 출구 측의 경계조건을 변화 시켜서 밸브의 효과를 구현하였다. 실제 밸브의 개폐는 밸브의 상류와 하류 부분의 압력차에 의해 이루어진다. 또한 밸브의 개폐시기는 actuator의 운동과 입구 및 출구 그리고 sac내의 압력 에 의해 결정된다. 본 연구에서는 이러한 복잡한 문제를 고려하지 않고 밸브의 개폐시기를 actuator가 full stroke되었을 때를 기준으로 하여서 결정하였다(Figure 2). Figure 2에서 한 주기 (systole/diastole)는 1초인데 이는 분당 맥박수=60을 기준으로 하였다. 입구 쪽의 압력은 최고압력 1332Pa인 sine함수로 근사하였다. Actuator에 의한 sac의 변형을 주기 위해 부가한 외압의 크기는 13320Pa이다.

sac이 수축 과정일 때는 sac의 체적변화에 의해 출구 쪽으로 유동이 일어난다. sac이 이완 과 정일 경우 입구 측의 압력조건에 의해 sac내로 혈류가 유입된다. 이때 출구는 막힌 상태이다. sac 과 sac내의 혈류의 거동은 유체와 고체상호작용에 의한 것이므로 유체 부분과 고체 부분을 각각 모델링하고 이들을 동시에 계산하였다. 그리 고 경계에서는 유체-고체 경계조건(FSI, Fluid flow-Structural Interaction)을 사용하 였다.

본 연구에 사용된 혈액에 대해서는 비압축성 Newtonian 유체로 가정하여 점성 $\mu = 0.003\text{kg/m}\cdot\text{s}$, 밀도 $\rho = 1000\text{kg/m}^3$ 하였고, sac의 재질은 등방성 물질로서 Young's Modules $E = 6.07 \times 10^6\text{kg/m}^3$, Poisson's ratio $\nu = 0.4$, 밀도 $\rho = 1140\text{kg/m}^3$ 으로 하 였다.

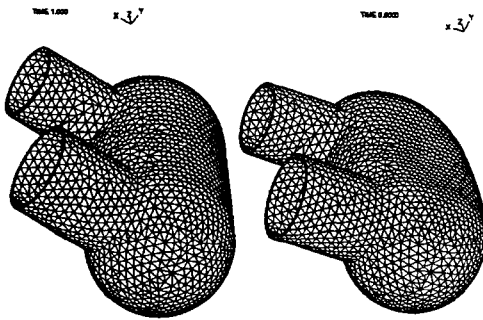


Fig 3. Mesh deformation

3.2 3차원 계산결과

Figure 3의 좌우 그림은 각각 sac의 변형전 과 변형후의 격자상태를 나타내고 있다. 본 연 구에서는 sac의 변형이 실제 actuator에 의한 변형과 거의 일치하도록 sac의 외벽에 시간 에 따른 가변적인 압력을 경계조건으로 주었다. 그 결과 변형된 sac의 한 node에서의 시간 에 따른 변위를 살펴보면 2차곡선의 형태로 나타 나고 있으며 실제로 인공심장에서 사용되는 actuator의 위치 변화와 거의 일치하고 있다. Fig 5는 인공심장 sac의 수축과정시 속도벡터 를 나타낸 것이다. sac외부에 시간에 따라 작 용하는 외압에 의해서 sac이 함몰되는 과정 을 보여주고 있다. 이로 인해서 혈류는 출구 쪽 으 로 분출된다. 본 연구진에 의해 발표된 sac의 2차원해석[4]과 비교할 때 다소 차이가 관찰된다. 즉

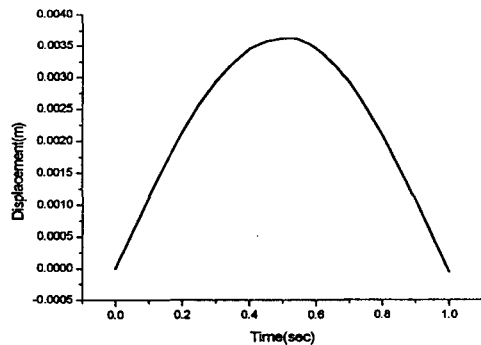


Fig 4. Displacement of a point

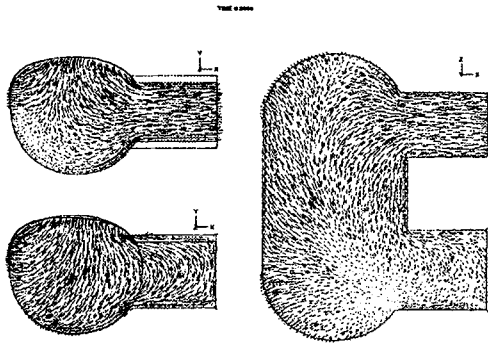


Figure 5. Velocity vectors at systole (t=0.25sec).

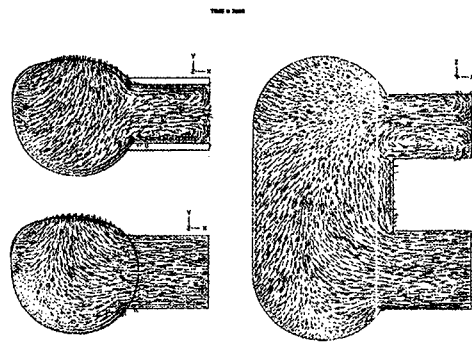


Figure 6. Velocity vectors at diastole (t=0.75sec).

xy평면의 그림에서 보듯이 입구와 출구 사이의 재순환 영역이 관찰되지 않으며 수축 시 관찰되었던 vena-contracta 현상이 3차원 해석에서는 상당히 완화되었음을 알 수 있다. sac내의 혈전 생성과 연관지어 볼 때 중요한 사실은 수축 시 입구 하단에서 유동의 정체 영역이 발생한다는 것이다. 즉 실험에서 관찰되었던 입구 아래쪽의 혈전 생성은 이와 밀접한 관련이 있을 것으로 짐작된다.

Fig. 6은 sac의 이완과정시 속도 벡터를 그림 것이다. 여기에서는 수축과정에서 함몰되었던 sac이 입구의 압력 조건에 의해서 원래 상태를 회복한다. 이 과정에서 출구는 막힌 상태이고 입구를 통해서 혈류가 유입되고 있다. 2차원 결과와 비교해 보면 입구 근처의 와류와 출구 근처에서 생긴 와류의 강도는 3차원 결과에서 다소 완화되었다. 또한 여기에서는 출구 아래 벽 쪽에서 정체영역이 나타나고 있음을 알 수 있다. 이는 유입되는 유동이 출구 쪽에서 빠져 가지 못하고 머무르기 때문에 생기는 현상으로 짐작되며, 혈전 생성과 연관이 있을 것이다.

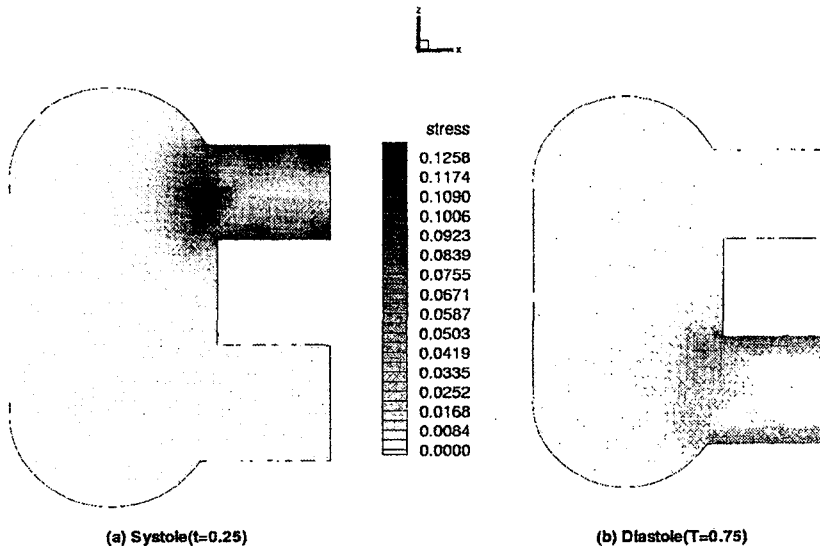


Fig 7. Distribution of shear stress

Fig 7은 수축/이완 과정일 때 입구와 출구 주위에서 전단응력 분포이다. 이완 과정과 비교하여

불 때 수축 과정일 경우 전단응력의 크기가 좀 더 크게 나타났다. sac전체의 분포를 볼 때 주로 입구와 출구에만 전단응력이 집중되어 있다. 2차원 계산과 비교하여 불 때 모서리 부분에서 유사한 결과가 나타났다. Fig 8과 9는 XY평면상에서의 maximum shear stress의 분포를 도시한 것으로서 주로 입구와 출구 쪽의 벽면 근처에서 응력이 집중됨을 알 수 있다.

4. 결론

2차원 계산에서 나온 전단응력의 크기나 입구와 출구 주위에서 생기는 와류 등이 3차원에서는 두터리지게 작아진 것이 관찰되었다. 2차원 계산에서 제한 받아 왔던 actuator의 운동 방향이 3차원 계산에서 보다 실제에 가깝게 반영됨으로 인해서 sac내의 유동을 보다 자세히 알 수가 있었다. sac 출구 주위의 모서리 부분에서 전단응력 분포는 2차원 계산과 3차원 계산이 유사하게 나타났으나 그 크기는 2차원 계산이 보다 크게 나타났다. 인공심장의 sac이 수축 기간에 있을 때 입구 주위에 생성되는 정체 영역은 실험 결과 혈전이 생성되는 위치와 부합하였으며, 이는 본 수치해석 결과의 타당성을 보여주고 있다.

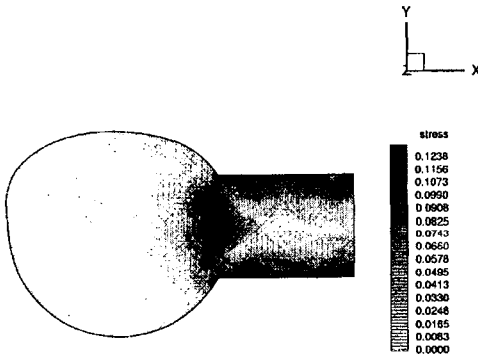


Fig 8. Distribution of shear stress($t=0.25$)

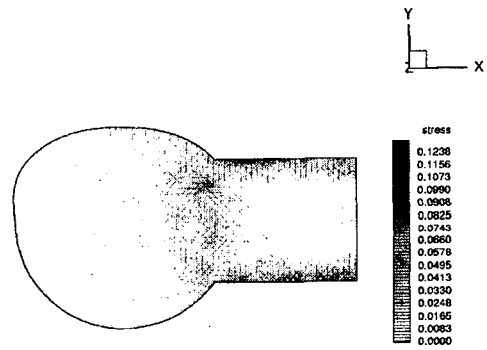


Fig 9. Distribution of shear stress($t=0.75$)

5. 참고문헌

- [1] B. G. Min, et al., 1991, "Development of a new moving-actuator type electro-mechanical total artificial heart," *Artificial Organs*, Vol. 15, No. 2, pp. 144-146.
- [2] J. K. Chang, et al., 1993, "A human model of the moving-actuator type TAH," *Heart Replacement: Artificial Heart*, Vol. 4, pp. 133-138.
- [3] Bathe, K. J., Zhang, H., Wang, M. H., 1995, "Finite Element Analysis of Incompressible and Compressible Fluid Flows with Free Surfaces and Structural Interactions," *Computers and Structures*, 56, No. 2/3, 193-213.
- [4] 박 명수, 심 은보, 고 형중, 박 찬영, 민 병구 "한국형 인공심장 sac내의 유체유동에 대한 수치적 연구", 한국응용생체공학회 1999년 추계학술대회, pp. 156-157.