

탄성혈관 내 곡면형 이엽 기계식 인공심장판막의 거동 및 혈액 유동 특성에 관한 수치해석적 연구

방진석^{*1}, 최청렬^{*2}, 김창녕^{*3}

A Numerical Analysis on the Motion of a Curved Bileaflet in Mechanical Heart Valve(MHV) and the Characteristics of Blood Flow in an Elastic Blood Vessel

J. S. Bang, C. R. Choi and C. N. Kim

In this study, a numerical analysis has been performed for a three-dimensional pulsatile blood flow associated with the elastic blood vessel and curved bileaflet for multiple cycles in terms of fluid-structure interaction. Here, blood has been assumed as a Newtonian, incompressible fluid. Pressure profiles have been used as boundary conditions at the ventricle and the aorta. From this analysis, the motion of the leaflet has been observed with fluttering phenomenon and rebound, and the flow fields of blood have been obtained with recirculation and regurgitation. The results can contribute to the development of design methodology for the curved bileaflet mechanical heart valve.

Key Words: Mechanical Heart Valve (MHV), Bileaflet, Blood Flow, Fluid-Structure Interaction (FSI)

1. 서론

기계식 인공심장판막은 생체판막과의 재질적/구조적인 차이로 인하여 혈전 형성 (thrombus formation), 용혈 현상 (hemolysis)과 판막 파괴 (valve fracture) 등과 같은 혈류역학 (hemodynamics)적 문제점을 가지고 있다. 즉, 기계식 인공심장판막을 통하여 흐르는 혈액유동이 판막에 의해 유동저항을 받게 되고, 이로 인하여 판막 주위에 고속 흐름이 형성되면서 높은 전단응력에 혈액이 노출되면서 혈액이 응고하여 혈전이 생성되는 것으로 알려져 있다[1]. 또한 혈액이 판막을 지나 흐를 때 판막 주위에 난류에 의한 전단응력이 발생하고 판막을 통과하며 생기는

는 제트에 의해 적혈구가 파괴되며 용혈 현상이 발생한다[2]. 따라서 혈액유동과 관련된 기계식 인공심장판막의 상기 문제점들을 해결하기 위해서는 기계식 인공심장판막을 지나는 혈액유동에 대한 자세한 이해가 요구된다.

2. 수치해석

맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생하므로 유체역학적인 해석과 더불어, 구조역학적 해석을 함께 수행하였다. 이를 위하여 유체역학적 방정식, 구조역학적 방정식, 그리고 이 두 개의 방정식을 적절히 결합시킬 수 있는 보조방정식을 사용하였다.

2.1 유동 지배방정식

유동 지배방정식은 연속방정식과 평균화된 Reynolds Navier-Stokes 방정식으로서, 곡선 좌표계에서 다음과 같이 나타낼 수 있다.

*1 경희대학교 대학원 기계공학과
*2 안양대학교 환경공학과
*3 경희대학교 테크노공학과
*E-mail : seraphim4u@empal.com

$$\frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\rho}{J} \right) + \frac{\partial}{\partial \xi^j} \left(\frac{\rho U_j}{J} \right) = 0 \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\rho u_i}{J} \right) + \frac{\partial}{\partial \xi^j} \left(\frac{\rho U_j u_i}{J} \right) = & - \frac{1}{J} \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} \frac{\partial p}{\partial \xi^j} \\ + \frac{\partial}{\partial \xi^k} \left[\frac{\mu}{J} \frac{\partial \xi^k}{\partial x_j} \left(\frac{\partial \xi^l}{\partial x_j} \frac{\partial u_i}{\partial \xi^l} + \frac{\partial \xi^l}{\partial x_i} \frac{\partial u_j}{\partial \xi^l} \right. \right. & \\ \left. \left. - \frac{2}{3} \delta_{ij} \frac{\partial u_l}{\partial \xi^m} \frac{\partial \xi^m}{\partial x_l} \right) \right] \end{aligned} \quad (2)$$

여기에서 ρ 는 유체밀도, μ 는 점성계수이다. u_i 는 직교속도성분, p 는 압력, t 는 시간이다. x_i 는 절대 좌표계, U_j 는 ξ^j 방향 속도성분이다.

2.2 구조역학 유한요소식

판점의 거동을 지배하는 방정식을 아래와 같다.

$$[M] \{\ddot{q}\} + [C] \{\dot{q}\} + [K] \{q\} = \{F\} \quad (3)$$

여기에서 $\{q\}$ 는 변위 벡터, $[M]$ 는 질량 매트릭스, $[C]$ 는 감쇠 매트릭스, $[K]$ 는 강성 매트릭스이고, $\{F\}$ 는 유체역학적 하중과 전단력에 의한 힘 벡터이다.

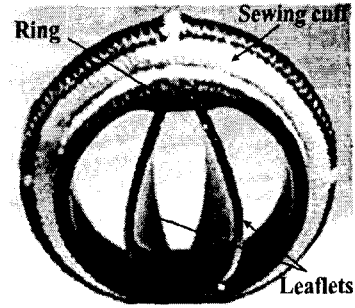
유체역학 방정식과 구조역학 방정식을 함께 풀기 위해 보조방정식을 도입하였다. 유체-고체 계면에서 유체의 속도는 고체의 속도와 같으므로 Eulerian-Lagrangian식에서 대응하는 속도 성분은 항상 0이다.

$$U_j = \frac{\partial \xi^j}{\partial t} + \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = 0 \quad (4)$$

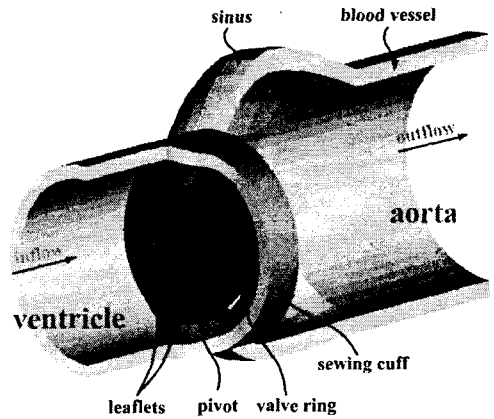
사용된 방정식의 유도과정과 적용과정에 대한 내용은 Yang[3]과 Choi[4]에 자세히 기술되어 있다.

2.3 모델링

탄성혈관 내의 혈액 유동과 인공심장판막의 거동을 동시에 해석하기 위해 fluid-structure interaction 방법을 사용하였으며, 해석은 맥동유동 조건 하에서 3차원, 비정상 상태에서 이루어졌다. 계산 모델이 된 Edward TEKNA™ 판막의 사진과 본 연구에서 해석을 위해 재구성된 모델이 Fig. 1에 나타나 있다.



(a) bileaflet mechanical heart valve (Edward TEKNA™)



(b) bird-eyes view of the calculation model

Fig. 1 Configuration of the calculation model.

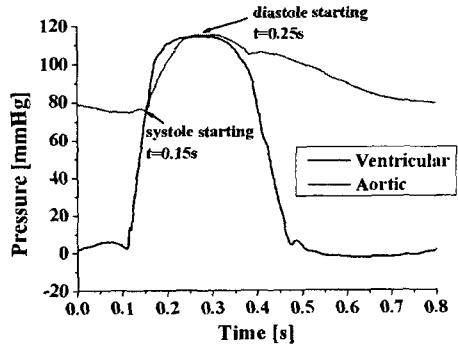


Fig. 2 Transient ventricular and aortic pressure waveforms.

심실부 및 대동맥부 혈관직경은 각각 25 mm, 33.48 mm이며 판점은 열림각이 $25^\circ \leq \theta \leq 85^\circ$ 인 범위에서 움직이도록 설정되었다. 판점은 그 두께가

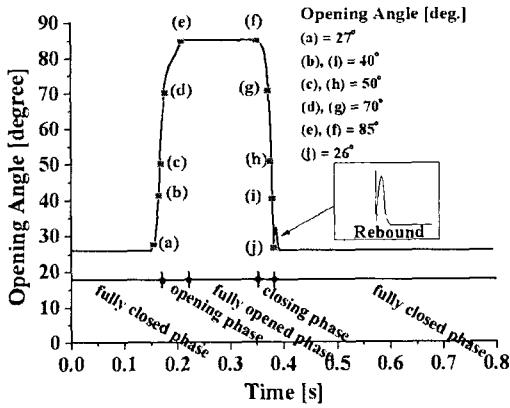


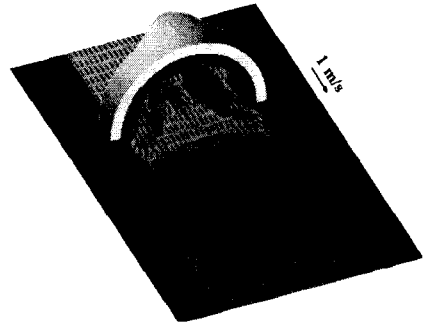
Fig. 3 Transient variation in the opening angle of the leaflet.

0.65 mm, 내부직경 22.3 mm인 pyrolytic carbon으로 곡면형으로 만들어져 있다. 대동맥 혈관의 밀도 $\rho = 2,000 \text{ kg/m}^3$ 이고 탄성계수 $E = 1.7 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ 이며, 혈관 두께는 2 mm이다. 심실과 대동맥(즉, 계산영역의 입구와 출구)에서 각각 압력경계조건을 사용하였으며, 사용된 압력과형은 생체 외 실험을 통하여 시간에 따라 측정된 압력 값이며, Fig. 2에 제시되어 있다[5,6]. 이때 심실의 박동수는 75 beat/min이다. 대동맥 벽과 혈액/관침의 계면에서 점착조건이 주어졌다. 혈액의 흐름은 맥동, 층류, 비압축성 유체로 가정되었으며, 혈액의 밀도 $\rho = 1,000 \text{ kg/m}^3$, 점성계수 $\mu = 0.0035 \text{ kg/m} \cdot \text{s}$ 로 가정하였다.

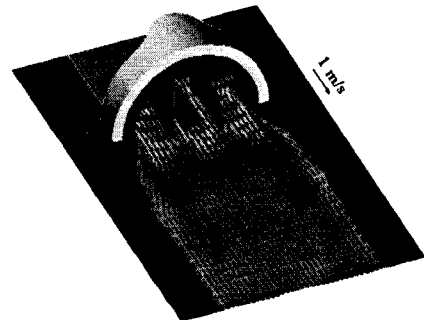
3. 결 과

3.1 판막의 거동

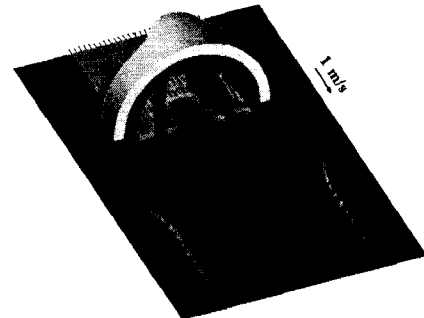
시간에 따른 판침의 열림각 변화가 Fig. 3에 나타나 있다. 판침의 거동은 전체적으로 열리는 과정, 완전히 열린 상태, 닫히는 과정 그리고 완전히 닫힌 과정의 4단계로 구분된다. 심실이 수축함에 따라 심실의 압력이 증가하고 이로 인하여 대동맥쪽으로의 유동이 발생하면서 판침이 초기에는 서서히 열리다가 점점 열리는 속도가 증가하여 0.209초에 판침의 최대 열림각 85°에 이른다. 그 후 약간의 플러터링(fluttering) 현상이 관찰되나 전체적으로는 최대 열림각을 유지하다 0.35초에 닫히기 시작한다. 심실이 팽창함에 따라 대동맥부 보다 심실부의 압력이 낮아지게 되면 심실로의 역류가 발생하고 이로 인해 판침이 서서히 닫히기 시작한 후 곧 급격하게 닫힌다.



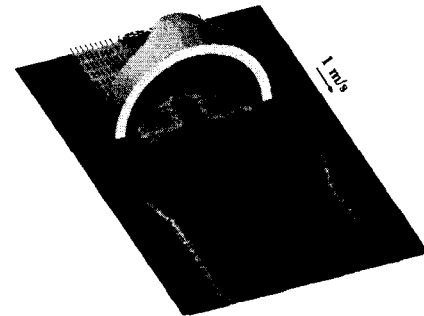
time position (d) at $\theta = 70^\circ$, $t = 0.175 \text{ s}$



Time position (e) at $(\theta = 85^\circ, t = 0.209 \text{ s})$



Time position (g) at $(\theta = 70^\circ, t = 0.373 \text{ s})$



Time position (j) at $(\theta = 26^\circ, t = 0.380 \text{ s})$

Fig. 4 Transient velocity vectors of blood flow in middle plane.

완전히 닫혀지는 순간에 판침 전후의 큰 압력차로 인하여 야기된 빠른 속도의 판침이 ring에 닿은 후 판침의 되튐(rebound) 현상이 관찰되었다. 시간에 따른 판침의 거동을 살펴보면 열리는 과정이 0.055초 걸리는데 비하여 닫히는 과정은 0.03초가 소요된다. 이와 같은 판침의 급격한 닫힘거동으로 인하여 판침의 바깥쪽(심실부) 끝부분에 공동현상이 발생할 우려가 있다. 공동현상이 발생하면 혈액 내의 적혈구가 파괴되고, 혈관 벽에 큰 응력이 발생하게 되어 혈액이 손상될 수 있다.

3.2 탄성혈관 내 혈액유동

시간에 따른 수평 중심단면에서의 속도분포를 Fig. 4에 나타내었다. 판침이 열리기 시작하면서 판막을 지나는 유동이 발생하고, 이후 두 판침 사이와 판침과 판막 링 사이에 각각 큰 속도성분들이 나타난다. 판막을 지나는 주흐름은 이와 같이 3개의 흐름으로 나뉘어져 형성된다. 이후 시간이 지나면서 sinus부에 재순환이 발생한다. 판침의 닫히는 거동은 심실의 팽창으로 인해 발생하는 역압력 구배에 기인하는데, 이 때 대동맥부에서 시작한 역류가 차츰 전체 영역으로 퍼지면서, 닫히는 과정이 진행된다.

4. 결 론

유체역학적 방정식, 구조역학적 방정식, 보조방정식을 계산하여, 혈액의 유체역학적인 측면과 혈관 및 판침의 구조역학적 거동 측면을 동시에 해석하여 심장의 박동에 의해 발생하는 혈액유동과 판침의 거동을 동시에 해석하였다. Fluid-structure interaction 기법을 사용하여 현재까지 MHV에 관한 연구들에서 판막의 거동을 무시하거나 단순화하여 유체역학적 연구만을 수행해 왔던 문제점을 극복하고, 탄성혈관에 장착된 곡면형 판침을 지닌 판막을 지나는 혈액의 맥동 유동장을 해석하였다. 해석을 통해 얻어진 결과는 향후 MHV 설계 기술의 발전에 크게 기여하리라 생각되며, 제안된 fluid-structure interaction 방법은 유체유동과 구조물의 상호 작용이 나타나는 다른 분야의 중요한 문제에 적용될 수 있을 것이다.

후기

본 연구는 2003년 한국과학재단의 지원(R05-2002-000-00990-0)에 의하여 수행되었습니다.

참고문헌

- [1] Yoganathan, A.P., Corcoran, W.H., Harrison, E.C., and Cari, J.R., "The Bjork-Shiley aortic prosthesis, Flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth," *Circulation*, Vol.58, (1978), pp.70-76.
- [2] Yoganathan, A.P., Sung, H.S., Woo, T.R., and Jones, M., "In vitro velocity and turbulent measurements in the vicinity of three new mechanical aortic heart valve prosthesis," *J. of Thorac Cardiovasc Surg*, Vol.95, (1988), pp.929-939.
- [3] Yang, H.Q. and Makhijani, V.B., "A Strongly Coupled Pressure-based CFD Algorithm for Fluid-structure Interaction", *Proceeding of 32nd Aerospace Sciences Meeting and Exhibition*, Reno, NV, (1994), AIAA-94-0719.
- [4] Choi, C.R., "An Experimental and Numerical Analysis on Transient Three-dimensional Flow Fields through Bileaflet Mechanical Heart Valves (MHV) using Particle Image Velocity (PIV) and Fluid-Structure Interaction (FSI) Model", Ph.D. dissertation, Kyunghee University, Korea (2003).
- [5] Thubrikar, M.J., Selim, G., Robicsek, F., and Fowler, B., "Effect of the Sinus Geometry on the Dynamics of Bioprosthetic Heart Valves (Abstract)", *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.24, (1996) S3.
- [6] Thubrikar, M.J., Selim, G., Robicsek, F. and Fowler, B., "Effect of the Sinus Geometry on the Dynamics of Bioprosthetic Heart Valves (Abstract)", *Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Amsterdam, The Netherlands, 10 November, (1996).