

탄성혈관 내 기계식 인공심장판막(MHV)의 거동 및 혈액 유동 특성에 관한 수치해석적 연구

방진석*, 최청렬**, 김창녕#

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

Jin Seok Bang*, Choeng Ryul Choi** and Chang Nyung Kim#

ABSTRACT

In this study, the leaflet motion of a mechanical heart valve and the characteristics of two-dimensional transient blood flow in an elastic blood vessel have been numerically investigated by using fluid-structure interaction method. Here, blood has been assumed as a Newtonian, incompressible fluid. Pressure profiles have been used as boundary conditions at the ventricle and the aorta. As a result, closing motion of the leaflet is faster than opening one. While opening angles of leaflet grow up, vortex is detected at the sinus and backward of the leaflets. When the leaflet is fully closed, vortex is detected at the ventricle and at that moment maximum displacement of the elastic blood vessel is observed in the vicinity of the sinus region. Maximum displacement is caused in association with the blood flow that is oriented toward the elastic blood vessel.

Key Words : Mechanical heart valve (기계식 인공심장판막), Leaflet (판첩), Ventricle (심실), Aorta (대동맥)

1. 서론

심장판막질환(heart valve disease)의 원인에는 유전적인 요인에 의한 선천적인 원인과 여러 가지 병변과 같은 후천적인 원인이 있다. 후천적인 심장질환에는 류마티스성 심장판막병(rheumatic heart valve disease), 퇴행성 판막병(degenerative heart valve disease), 심내막염(endocarditis), 허혈성 심장판막병(ischemic heart valve disease) 등이 있다. 이러한 판막질환은 류마티스 세균감염의 후유증으로 인

하여 발생하며, 그 결과 판엽이 두꺼워지거나 딱딱해지며, 판막이 서로 맞닿는 곳이 말려들거나 당겨지기도 하고, 판막의 갈라진 부위가 서로 융합되기도 하는 등의 병리현상을 일으킨다. 판막의 기능부전 정도가 심하거나 내과적 치료 후 증상이 심각할 경우 심장판막수술을 수행하게 되는데 질환의 진행 여부에 따라 기능부전이 생긴 판막조직을 제거하지 않고 다듬어서 다시 사용하는 판막성형수술을 실시하거나, 여러 가지 병변으로 손상된 판막을 제거하고 원래의 위치에 새로운 인공 심장판막을 삽입하

접수일: 2004년 7월 9일; 게재승인일: 2004년 11월 19일

* 경희대학교 대학원 기계공학과

** 안양대학교 환경공학과

교신저자: 경희대학교 테크노공학대학

E-mail cnkim@khu.ac.kr Tel. (031) 201-2578

는 판막치환수술을 실시하게 된다.

이 수술은 1960년대 초 Starr에 의해 판막치환수술이 보고 되면서부터 세계 각국에서 시행되어 왔고, 국내에서도 1970년대 초부터 본격적인 판막치환수술이 시행되고 있다. 현재 1977년 개발된 St. Jude Medical 이엽판막과 Medtronic Hall disc 판막이 기계식 인공심장판막으로는 가장 널리 사용되고 있다.^{1,2} Fig. 1(a)는 이엽기계식 판막을 나타낸 것으로서 sewing cuff, ring (링)과 leaflet (판첨)으로 구성되어 있음을 보여준다. Fig. 1(b)는 심각한 병변이 발생한 대동맥 판막과 승모판막에 판막치환수술을 시술한 이후에 기계식 인공심장이 삽입된 모습을 보여준다.

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. 이러한 문제는 기계식 인공심장판막을 통하여 흐르는 혈액유동이 판막에 의해 유동저항을 받게 되고, 이로 인하여 판첨 주위에 고속 흐름이 형성되면서 높은 전단응력에 혈액이 노출되면서 혈액이 응고하여 혈전이 생성되는 것으로 알려져 있다.³ 또한 혈액이 판첨을 지나 흐를 때 판첨 주위에 난류에 의한 전단응력이 발생하고 판첨을 통과하며 생기는 제트에 의해 적혈구가 파괴되며 용혈 현상이 발생한다.⁴ 따라서 기계식 인공심장판막의 혈액유동과 관련된 상기의 문제점을 해결하기 위해서는 기계식 인공심장판막을 지나는 혈액유동에 대한 자세한 이해가 요구된다.

본 연구에서는 기존의 수치해석 기법을 적용하여 해석한 여러 연구과정에서 가정되고 무시했던 혈액의 유동과 상호 작용하는 판첨의 거동과 탄성 혈관의 움직임은 고려하여 판막치환수술에 가장 널리 사용되고 있는 St. Jude Medical 이엽판막을 모델로 2차원 맥동유동 하에서 탄성혈관 내의 혈액 유동 특성에 따른 판첨 거동을 해석하였으며, 판첨의 거동에 따라 혈액이 탄성혈관에 미치는 영향에 대해 전산유체역학 기법을 사용하여 해석하였다.

2. 수치해석

심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판첨의 개폐가 주기적으로 발생하므로 유체역학적인 해석과 더불어, 혈액의 유동과 상호작용하는 판

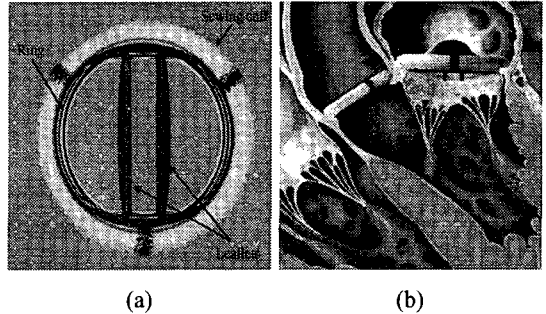


Fig. 1 The MHV model

- (a) Components of bileaflet mechanical heart valve (St. Jude Medical Valve).
- (b) Side view of installed MHV in the aorta

첨의 거동을 함께 고려하기 위해서 유체역학적 해석과 구조역학적 해석을 함께 수행하였다. 이를 위하여 아래와 같이 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판첨의 거동에 관한 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.

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

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

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

$$x_1 = x, x_2 = y, x_3 = z$$

$$\xi^1 = \xi, \xi^2 = \eta, \xi^3 = \zeta \quad (3)$$

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

여기서 $\frac{\partial \xi^j}{\partial t}$ 는 Eulerian-Lagrangian 형태에서 격자속도를 나타낸다. J 는 좌표변환 Jacobian이다.

2.2 구조역학 유한요소식

$$[M]\{\ddot{q}\} + [C]\{\dot{q}\} + [K]\{q\} = \{F\} \quad (5)$$

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.

$$[M] = \sum m_{i,j}^e = \sum \int N_i \rho_s N_j dv \quad (6)$$

$$[C] = \sum c_{i,j}^e = \sum \int N_i \mu_s N_j dv \quad (7)$$

$$[K] = \sum k_{i,j}^e = \sum \int B_i D_{ij} B_j dv \quad (8)$$

$$\{F\} = \sum \{f_i\}^e = \sum \int N_i p dv \quad (9)$$

여기에서 N_i 는 형상함수, ρ_s 는 고체의 밀도, μ_s 는 혈액의 전단력에 의한 감쇠효과를 의미하는 감쇠 파라미터, D_{ij} 는 탄성 매트릭스이고, B_i 는 선형연산자 L_{ij} 에 의해 연산된 N_i 이다.

$$B_i = L_{ij} N_j \quad (10)$$

Newmark's scheme을 이용하여 식 (5)를 풀면 시간 $n-1$ 에서 q, \dot{q}, \ddot{q} 의 기지의 값에 대하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\{\dot{q}\} = \frac{2}{\Delta t} \left[[K] + \frac{4}{\Delta t^2} [M] + \frac{4}{\Delta t} [C] \right]^{-1} \{F\} + \{E\} \quad (11)$$

여기에서 벡터 $\{E\}$ 는 $q_{n-1}, \dot{q}_{n-1}, \ddot{q}_{n-1}$ 의 함수이다.

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

$$U_j = \frac{\partial \xi^j}{\partial t} + \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = 0 \quad (12)$$

만약 $\{\dot{q}\}_b$ 가 유체-고체 계면에서의 속도이면, 이 식은 다음과 같이 된다.

$$\{\dot{q}_b\} = - \frac{\partial \xi^j}{\partial t} = \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i \quad (13)$$

$$\{\dot{q}\}'_b = [IC]\{p\}'_b \quad (14)$$

$$\frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = [IC]\{p\}'_b \quad (15)$$

여기에서 $[IC]$ 는 영향계수⁵이며 $\{p\}'_b$ 는 유체-고체 경계에서의 압력이다. 식(15)를 SIMPLEC 알고리즘에서 속도와 압력의 coupling에 사용되는 압력-속도방정식의 압력 구배 항에 대입하면, 방정식은 유동변수에만 의존하게 된다.

대동맥 판막의치환용으로 사용되는 기계식판막에서 판막의 거동과 2차원, 비정상, 맥동류의 혈액 유동의 상호작용을 수치해석적인 방법을 이용하여 연구하였다. 이러한 상호작용을 해석하기 위하여 앞 절에 주어진 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판막의 거동에 관한 구조역학적 방정식 및 보조방정식에 대한 계산을 수행하였다. 이들 방정식을 풀기 위하여 SIMPLEC 알고리즘을 사용하는 CFD-ACEU code를 사용하였다.

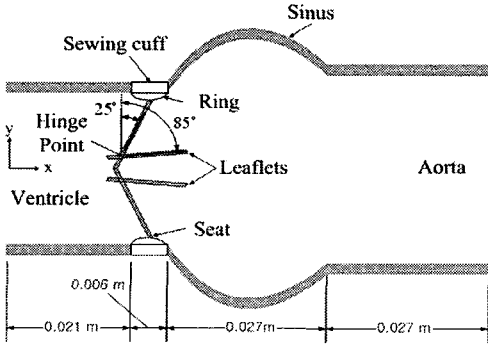


Fig. 2 The geometry used for the current analysis

2.3 모델링

탄성혈관 내의 혈액 유동과 인공심장판막의 거동을 동시에 해석하기 위해 fluid-structure interaction 방법을 사용하였다. 계산에 사용된 인공심장판막 모델은 St. Jude Medical 이엽판막으로 내부직경 22.3 mm, 판침두께는 0.62 mm이다. 혈액은 밀도 $\rho = 1,000 \text{ kg/m}^3$ 이고, 점성계수 $\mu = 0.0035 \text{ kg/m} \cdot \text{s}$ 인 점성 유체로 가정하였으며, 혈관은 밀도 $\rho = 2,000 \text{ kg/m}^3$ 이고 탄성계수 $E = 1.7 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ 이며, 심실부 및 대동맥부 혈관직경이 각각 25 mm, 33.48 mm이고 혈관 두께가 2 mm인 대동맥으로 가정하였다.

본 연구에서는 Fig. 2와 같이 판침의 열림각이 $25^\circ \leq \theta \leq 85^\circ$ 인 범위에서 움직이도록 하였다. 혈액의 유동은 심실과 대동맥 사이의 압력차에 의하여 유발되도록 하였으며 판침의 거동은 혈액유동과 상호 작용하도록 설정하였다. 수치계산 시 압력경계조건으로 사용된 대동맥 입·출구 압력 파형은 Fig. 3에 제시되어 있다.^{6,7} 이 때 심실의 박동수는 75 beat/min이다. sewing cuff 부분은 혈액의 유동에 상관없이 항상 고정되어 있으며 심실부와 연결된 혈관과 대동맥 끝 부분의 혈관에서는 변위가 발생하지 않도록 고정시켰다.

3. 결과

3.1 판막의 거동

시간에 따른 판침의 열림각 변화를 Fig. 4에 나타내었다. 판침의 거동은 심실이 수축하기 시작하는 시점부터 관찰하였다. 심실이 수축함에 따라 심실의 압력이 증가하고 이로 인하여 대동맥쪽으로의

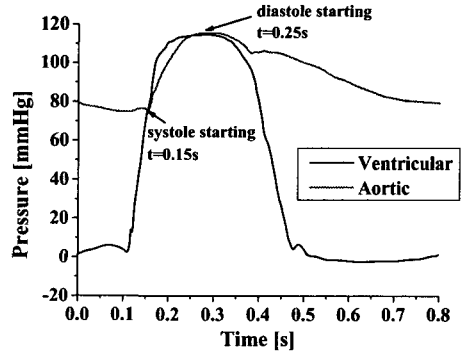


Fig. 3 Transient ventricular and aortic pressure wave forms adopted as boundary condition

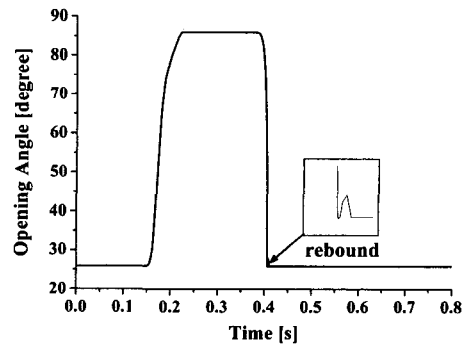


Fig. 4 Transient variation in the opening angle

유동이 발생하면서 판침이 초기에는 서서히 열리다가 점점 열리는 속도가 증가한다. 0.218초에 판침의 최대 열림각 85° 에 이른다. 그 후 최대 열림각을 유지하다 0.39초에 닫히기 시작한다. 심실이 팽창함에 따라 대동맥부 보다 심실부의 압력이 낮아지게 되어 심실로의 역류가 발생하고 이로 인해 판침이 서서히 닫히기 시작하여, 곧 급격하게 닫힌다. 판침이 완전히 닫히는 순간에 판침 전후의 급격한 압력차로 인하여 야기된 빠른 속도의 판침이 ring에 닿은 후 판침의 되튐(rebound) 현상이 관찰되었다. 역압이 걸리기 시작하는 시점과 판침이 닫히기 시작하는 시점 사이에는 약간의 시간 지연이 존재한다. 시간에 따른 판침의 거동을 비교하면 열리는 과정이 0.068초 걸리는데 비하여 닫히는 과정은 0.016초가 소요된다. 이와 같은 판침의 급격한 거동

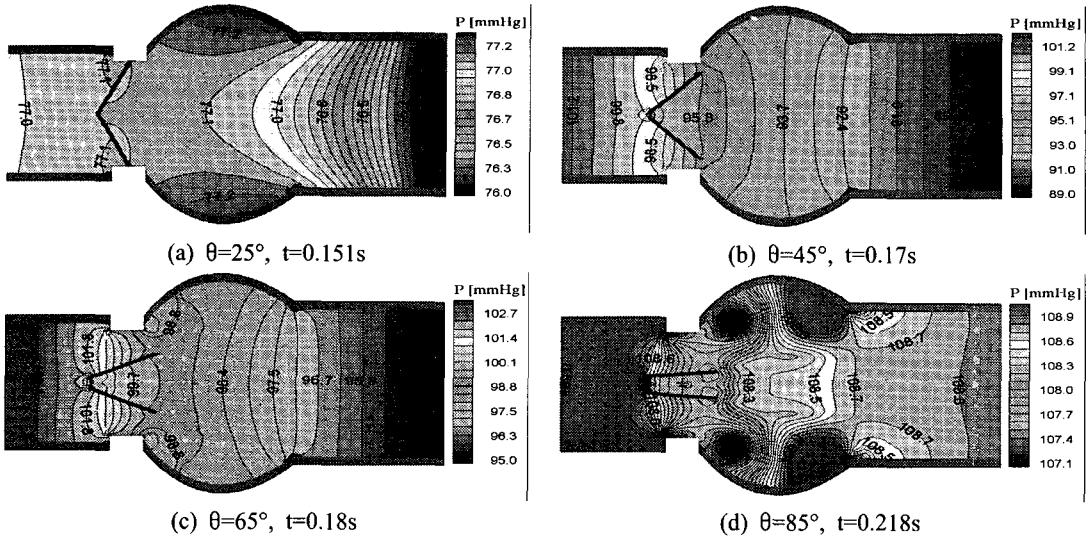


Fig. 5 Contour of pressure fields for different opening angles of the leaflet

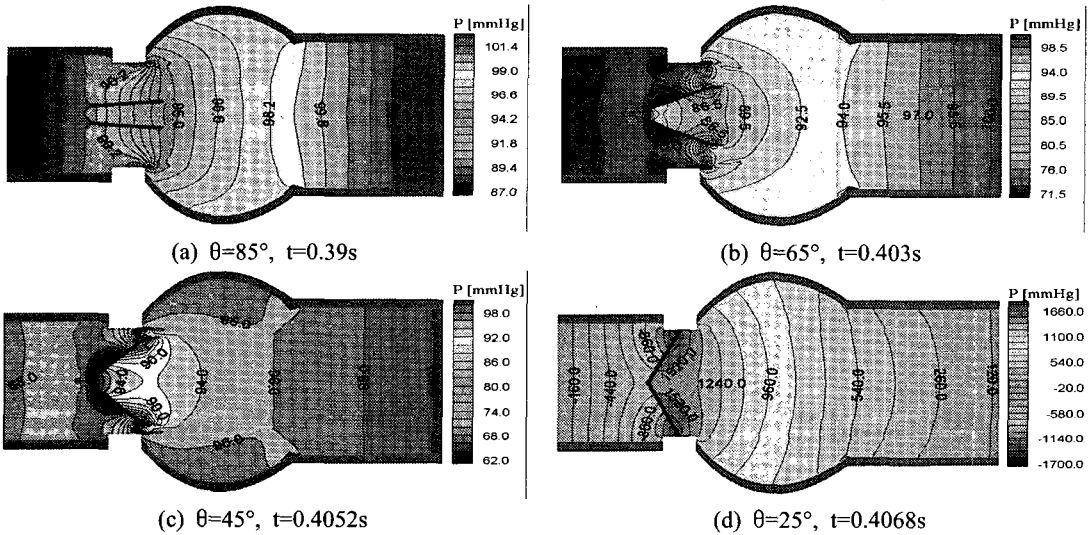


Fig. 6 Contour of pressure fields for different closing angles of the leaflet

은 판침 뒤편에 공동현상을 발생시킬 수 있을 것으로 보인다. 판침이 빠르게 닫히게 되면 혈액 내의 적혈구를 파괴하고, 혈관 벽에 큰 응력을 발생시킴으로써 혈관에 손상을 줄 가능성이 있다.

3.2 혈관 내의 유동

열림 및 닫힘 거동 시 판침의 위치에 대한 압력

분포를 Fig. 5와 Fig. 6에 각각 나타내었다. 판침이 열림 거동을 할 때 심실부의 압력과 대동맥부의 압력은 Fig. 5의 (a)~(d)에 나타난 바와 같이 심실부는 고압, 대동맥부에는 저압분포를 보인다. 열림작 초기에 거의 균등한 sinus 부분의 압력분포는 열림각이 커질수록 유동방향으로 압력강하를 보인다. Fig.5의 (d)와 같이 판침이 완전히 열리게 되면

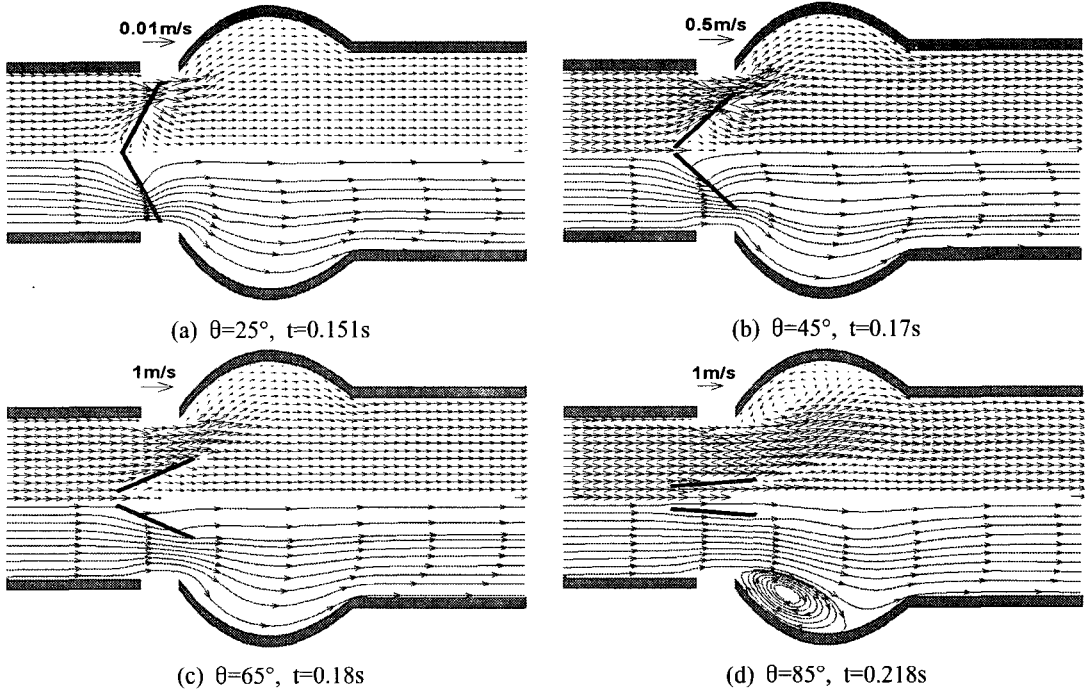


Fig. 7 The flow velocity vectors and streamlines for different opening angles

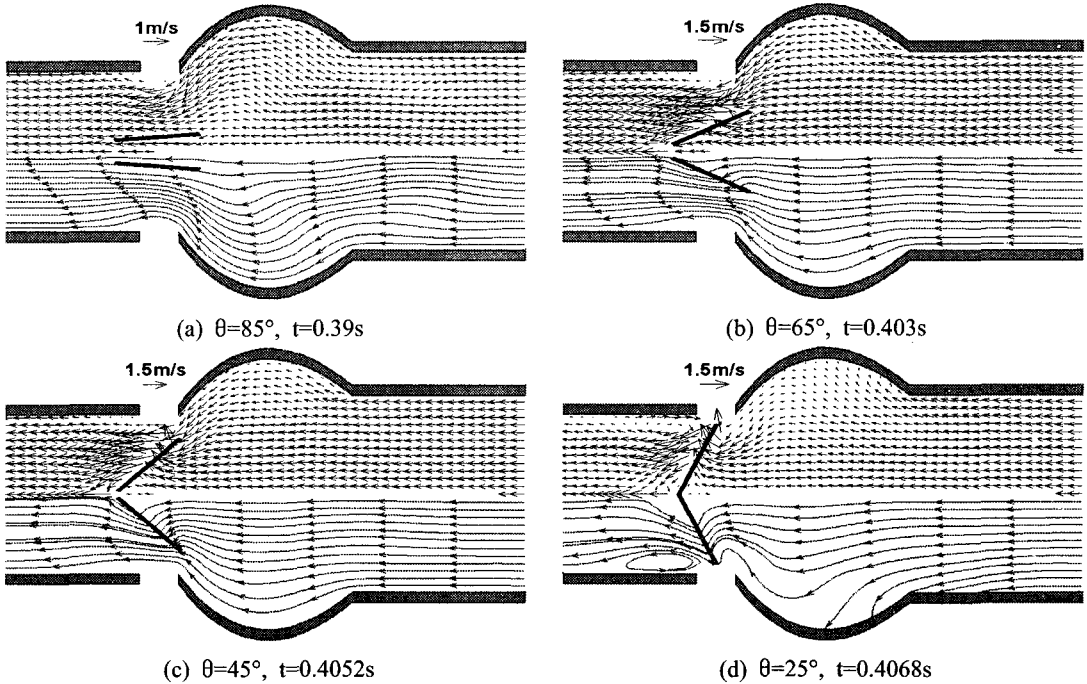


Fig. 8 The flow velocity vectors and streamlines for different closing angles

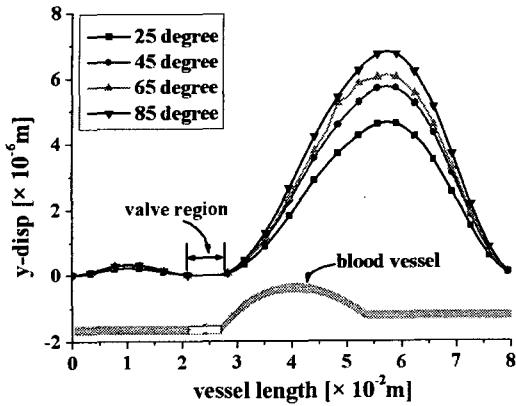


Fig. 9 The y-displacement of the vessel during the opening phase

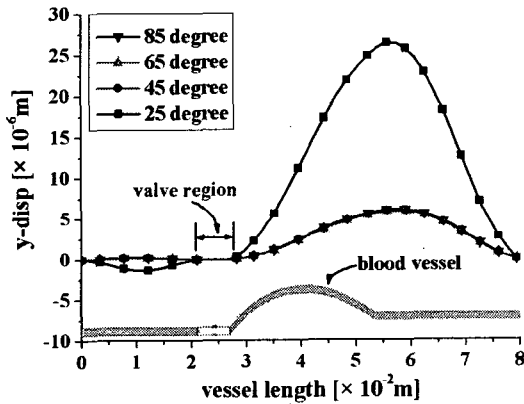


Fig. 10 The y-displacement of the vessel during the closing phase

sinus 상류부는 저압을 보이고, sinus 하류부는 고압을 보인다. Fig. 6의 (a)에 제시된 바와 같이 심실의 팽창에 의하여 심실부의 압력이 낮아지면 판침이 닫히기 시작한다. 닫힘각이 65°가 되면 Fig. 6의 (b)에 나타난 바와 같이 두 판침의 안쪽에 비하여 두 판침의 바깥부분에서 압력이 크게 낮아진다. 판침의 닫힘 과정이 계속되어 닫힘각이 45°에 도달하였을 때에는 Fig. 6의 (c)에 제시된 바와 같이 두 판침의 바깥부분(왼쪽부분)과 두 판침의 안쪽부분(오른쪽부분)의 압력차이가 더 커진다. 판침이 완전히 닫히게 되면 Fig. 6의 (d)에 나타난 바와 같이 판침의 안쪽(오른쪽부분)에서 압력이 매우 커지며, 판침의 바깥쪽(왼쪽부분)은 압력이 낮아진다. 판침의 거동이 1주기($t = 0.8$ s) 진행되는 동안 대동맥부의

압력구배는 판침이 거의 닫혔을 때 가장 크게 나타났으며, 이 때 판침의 바깥쪽 끝부분(seat)에서 혈액이 빠른 속도로 역류하여 매우 낮은 압력이 나타났다.

열림각 및 닫힘각이 25°, 45°, 65°, 85°일 때 판침의 회전 거동에 따른 혈액의 유동이 열리는 과정에 대하여 Fig. 7에, 닫히는 과정에 대하여 Fig. 8에 제시되어 있다. 판침이 열릴 때 seat 부분에 발생된 제트가 Fig. 7의 (a)와 (b)에 나타나 있으며, 이 구간에서 판침 끝부분의 혈액 유동 속도는 혈관 내의 다른 영역보다 비교적 빠르게 나타났다. 판침이 완전히 열리게 되면 Fig. 5의 (d)에 제시된 바와 같이 sinus 상류부분에서 저압이 발생하며 Fig. 7의 (d)와 같이 sinus 부분에서 vortex가 나타났다.

판침의 닫히는 거동은 심실의 팽창으로 인해 역압력 구배의 발생으로 나타나는데, 이 때 판침의 끝부분에서 시작한 역류가 차츰 전체 영역으로 퍼지며 닫히는 과정이 진행된다. 판침이 닫히는 과정에서 Fig. 8의 (b)~(c)에 제시된 바와 같이 두 판침 사이에서 제트가 발생하였으며, Fig. 8의 (c)~(d) 구간에서는 ring(seat)과 leaflet 바깥쪽 끝부분 사이에서 매우 빠른 혈류(regurgitation)가 나타났다. 판침이 완전히 닫히게 되었을 때, 혈관벽을 향하여 흐르는 혈액 유동과 심실부 혈관벽에 형성된 vortex가 Fig. 8의 (d)에 나타나 있다. 판침이 완전히 닫힘에 따라 혈관벽을 향하여 흐르는 혈액 유동이 나타나는데, 이것은 다음 절에 언급할 혈관의 변위와 밀접한 관련이 있다.

3.3 탄성혈관의 변위

판침의 열리는 과정과 닫히는 과정에 따른 혈관 내벽의 변위가 Fig. 9와 Fig. 10에 각각 제시되어 있다. Figs. 9와 10에서 혈관 변위는 Fig. 2에 제시된 바와 같이 혈관의 길이 방향으로 측정된 값을 나타낸다. 혈관 길이방향으로 0.021 m~0.027 m 구간은 sewing cuff 부분으로 혈액 유동에 의한 변위가 없다. Fig. 9에 제시된 바와 같이 열림각이 커짐에 따라 혈관의 변위가 증가하고 있다. sinus 시작부분부터 하류로 갈수록 변위는 증가하였고 sinus 끝에서 우측 0.0033 m 지점에서 최대 변위가 발생하였다. Fig. 10에 나타나 있듯이 닫히는 과정에서 판침이 25°까지 닫히게 되면 sinus 부분은 급격히 팽창하고 상대적으로 판침 원편의 심실부 부근의 혈관

은 수축하게 되는 것이 관찰되었다. 이것은 심실이 팽창함으로써 야기되는 현상이며, 판침이 급격히 닫힐수록 최대 변위값은 더욱 증가하게 될 것이라 예상된다. 판침이 열리는 거동과는 달리 닫히는 거동에서는 완전히 닫히는 순간을 제외하고 닫힘각이 변화하더라도 혈관의 변위는 거의 일정하게 나타났다.

4. 결론

기계식 인공심장판막의 혈액유동과 관련된 문제점을 해결하기 위해서는 기계식 인공심장판막을 지나는 혈액유동에 대한 자세한 연구가 필요하다. 본 연구에서는 수치해석 기법을 적용하여 해석한 기존의 여러 연구에서 가정되고 무시했던 혈액의 유동과 상호 작용하는 판침의 거동과 탄성혈관의 움직임을 고려하였으며 Fluid-Structure Interaction 방법을 이용하여 2차원, 비정상, 맥동유동에 대한 탄성혈관 내의 기계식 인공심장판막의 거동을 해석하였다. 판침이 열리기 시작할 때 seat 부분에서 제트가 발생하였고, 판침이 완전히 열렸을 때 sinus 부분에서 vortex가 형성되었다. 판침이 닫히는 거동의 마지막 단계에서도 seat 부분에서 매우 빠른 역방향의 혈류가 나타났으며, 판침이 완전히 닫혔을 때 심실부에서 작은 vortex가 형성되었다. 판침의 거동은 열리는 과정에 비해 닫히는 과정이 급격히 진행되었다. 혈액 유동과 판침 거동의 상호작용에 의해 혈관은 주기적으로 팽창과 수축을 반복하게 된다. 이 때 판침의 열림 및 닫힘각에 따라 혈관 변위의 특성이 해석되었으며, 혈관벽을 향하여 흐르는 혈액의 유동과 관련되는 혈관의 최대 팽창 변위는 판침의 닫히는 과정이 끝나는 순간에 발생하였다. 본 연구를 통해 얻어진 결과는 향후 MHV 설계 기술의 발전에 크게 기여하리라 생각된다.

후 기

본 연구는 2003년 한국과학재단의 지원(R05-2002-000-00990-0)에 의하여 수행되었음을 밝히며 이에 감사드립니다.

참고문헌

1. Frank, C. S., Aubrey, C. G. and Stephen, B. C., "Acquired Disease of the Mitral Valve," Proceedings of World Congress on heart Valve Replacement, pp. 15-18, 1989.
2. Starr, A. and Edwards, M. L., "Mitral replacement clinical experience with a ball-valve prosthesis," Ann. Surg., Vol. 154, pp.726-740, 1961.
3. 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, pp. 70-76, 1978.
4. 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, pp. 929-939, 1988.
5. Yang, H. Q. and Makhijani, V. B., "A strongly coupled pressure-based CFD algorithm for fluid-structure interaction," Proceeding of 32nd Aerospace Science meeting and Exhibit, Reno, NV, AIAA-94-0719, 1994.
6. Thubrikar, M. J., Sehm, G., Robicsek, P. and Fowler, B., "Effect of the sinus geometry on the dynamics of bioprosthetic heart valves(abstract)," Ann. Biomedical Eng., Vol. 24, No. S3, 1996.
7. Thubrikar, M. J., Sehm, G., Robicsek, P. 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, pp. 10, November, 1996.