

## 기계식 인공심장판막(MHV)에서의 혈액유동과 판막운동의 상호작용

최침렬 · 김참녕\* · 권영주\*\*

경희대학교 대학원 기계공학과, 경희대학교 기계산업시스템공학부\*, 홍익대학교 기계정보학과\*\*

(2000년 4월 12일 접수, 2000년 8월 19일 채택)

### Interaction of Blood Flow and Leaflet Behavior in a Bileaflet Mechanical Heart Valve

C. R. Choi, C. N. Kim\*, Y. J. Kwon\*\*

Mechanical Engineering Department, Graduate School of Kyunghee University, Suwon 449-701, Korea

\*College of Mechanical & Industrial System Engineering, Kyunghee University, Suwon 449-701, Korea

\*\*Department of Mechano-Informatics & Design Engineering, College of Science & Technology, Hongik

University, Jochiwon 339-701, Korea

(Received April 12, 2000, Accepted August 19, 2000)

**요약** 기계식 인공심장판막을 통한 혈액의 유동과 이 유동에 관련된 판막의 거동특성을 수치해석기법을 이용하여 연구하였다. 혈액은 맥동류, 층류, 비압축성 유동으로 가정하였으며 유체-고체의 상호작용을 고려하기 위하여 혈액의 유동방정식과 고체의 운동방정식이 동시에 계산되었다. 심실과 대동맥에서의 압력파형을 경계조건으로 사용하였다. 연구의 결과로서 혈액유동과 판막의 거동이 예측되었으며, 판막을 통한 3개의 제트가 발견되었으며 vortex가 판막의 끝단에서 발생하여 하부로 흘러가는 것이 관찰되었다. 판막의 닫힘 거동은 열림 거동에 비하여 2배정도 빠르게 진행되었으며 sinus에서 2개의 큰 vortex가 관찰되었다. 유체-고체 상호작용을 고려하는 본 연구방법은 향후 판막의 연구와 개발에 매우 유용할 것으로 판단된다.

**Abstract:** Blood flow through a bileaflet mechanical heart valve and leaflet behavior associated with the blood flow were predicted using computational analysis. Blood flow was modeled as pulsatile, laminar, Newtonian and incompressible. A finite volume computational fluid dynamics code and a finite element structure dynamics code were used concurrently to solve the flow and structure equations, respectively, where the two equations were strongly coupled. Physiologic ventricular and aortic pressure waveforms were prescribed as flow boundary conditions. The interaction of aortic flow and valve motion were computed and jets through the major orifices of the leaflets were found. On reaching fully open phase, a starting vortex was shed from the leaflets edge. Closing process performed twice times as fast as opening process. Large vortices were present in the sinus area. This method using fluid-structure interaction turned out to be a useful tool to analyze the different designs of existing and future bileaflet valves.

**Key words:** Mechanical heart valve(MHV), Blood flow, Leaflet, Fluid-Structure interaction, Pulsatile

## 서론

심장 내부는 2방 2실로 나뉘어져 있다. 두 심방 사이는 심

방중격에 의해, 두 심실 사이는 심실중격에 의해 막혀 있다. 그러나 각 측의 심방과 심실은 판막으로 연결되어 있다. 우심방과 우심실 사이에는 3개의 판으로 구성된 삼첨판이 있고, 좌심방과 좌심실 사이에는 2개의 판으로 구성된 이첨판(혹은 승모판)이 있다. 또 폐동맥구에는 폐동맥판이, 대동맥구에는 대동맥판이 각각 존재하여 모두 4개의 판막이 있다. 이들 판막은 혈액이 심방 혹은 심실로 역류하지 않도록 방지해주는 역할을 한다. 이러한 심장 판막이 여러 가지 이유로 인하여 그 고유기능을 발휘할 수 없게 될 때, 그 기능을 대행하기 위하여 사용되는 요소가 인공판막이다. 인공판막은 판첨, 판륜 그리고 직물

이 논문은 '98년도 학술진흥재단의 과학기술기초중점연구 지원에 의해서 수행되었음

통신저자: 최침렬, (449-701) 경기도 용인시 기흥읍 서치리 1 경희대학교 기계공학과

Tel. (031)201-2869, Fax. (031)202-8106

E-mail: crchoi@cvs2.kyunghee.ac.kr

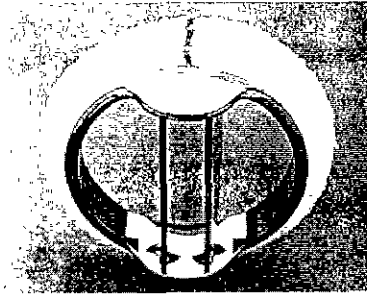


그림 1. 기계식 심장판막의 구조모형(St Jude Medical Valve)  
Fig. 1 Model of mechanical heart valve(St Jude Medical Valve)

구조물로 구성되어 있다(Fig. 1).

인공판막의 성능은 압력강하와 역류량 등의 수력학적 변수와, 판막 주위의 와류 및 난류의 형성 등에 따른 유동양상의 특성에 의해 평가된다. 수력학적으로 우수한 판막은 판막 전후의 압력강하가 작고 역류량이 적어서 심실의 작은 압력으로 많은 심박출량을 얻을 수 있다

인공판막을 사용할 때 발생하는 혈류역학적 문제는 혈전의 형성과 기계적 용혈현상이다. 인공판막에서는 판침에 의하여 혈류의 유동이 방해되며, 이로 인하여 혈액이 응고하여 혈전이 생기게 된다[1] 또한 판침 후부 혈액의 재순환 및 정체에 따른 혈전형성의 문제점이 있다. 기계적 용혈현상은 판막 주위에 발생하는 난류에 의한 응력과 판막 통과 시 생기는 혈류제트에 의한 응력으로 인해 적혈구가 파괴되는 현상이며[2], 높은 응력에 의해 혈소판이 활성화되며 이로 인해 혈전의 형성이 촉진된다[3].

수력학적 성능이 우수하며 용혈현상 및 혈전 형성을 경감하기 위한 다양한 인공판막이 50여 년 전부터 100여종이 개발되었지만, 계속적인 재질과 설계의 개선에 따라 현재 임상적으로 사용되고 있는 것은 소수에 불과하다[4]. 인공판막은 사용된 재질에 따라 생체 조직을 전체 또는 부분적으로 사용하는 조직판막, 고분자 재료를 사용하는 고분자판막, 그리고 금속이나 세라믹을 사용하는 기계식판막으로 나뉘어진다. 그러나 조직판막과 고분자판막은 내구성이 좋지 못하고 혈전생성 등의 문제점이 커서 단기간 내장용이나 심실 보조기에 주로 사용되고, 장기 내장용으로는 내구성이 뛰어난 기계식판막이 널리 사용되고 있다.

기계식판막에서 지지대 및 판침은 강성재질로 만들어진다. 1960년 Starr-Edwards에 의하여 구형 볼과 케이스로 만들어진 케이스 볼 밸브(caged ball valve)가 승모판 치환에 성공적으로 사용된 이후로 다양한 기계식판막이 연구되어 사용되고 있다[5]. 현재 사용되는 기계식판막은 대부분 타이타늄 지지대와 열분해 카본판으로 구성되어 있으며[6,7,8], 경사판 형, 이연식 등의 기계식판막들이 Bjork-Shiley, St. Jude Medical, Duromedics, Medtronic 등에서 시판되고 있다[9]. 기계식판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하고, 작은 압력강하의 수력학적 성능을 가지며 또 품질이 우수하여 장기간 내장용으로 가장 많이 사용되고 있다 그러나 혈전의 형성을 방지하기 위한 항

응고제의 지속적 복용, 지지대와 케이스 사이의 역류로 인한 역류량의 증가, 혈류 제트의 형성과 이에 따른 용혈현상[1,10], 상체의 기계에 따른 수격효과, 소음 등이 문제점으로 지적되고 있다. 그럼에도 불구하고 현재 천연 판막의 내장 치환용으로 장기간 가장 널리 사용되는 것이 기계식판막이다.

기계식판막이 지닌 문제점들은 판막 주위를 지나는 혈류의 유동양식과 전단응력 그리고 이와 상호관계하는 판침의 거동과 관련된 것으로서, 기계식판막이 지닌 문제점을 개선하고 성능을 향상시키기 위해서는 이들에 관한 상세하고 많은 정보가 필요하다. 이에 관하여 많은 연구자들에 의해 지난 수 십 년간 다양한 연구가 수행되었는데 혈액의 층류 유동에 기초한 산산유체역학(CFD)을 이용한 연구[11,12,13], 레이저 도플러 속도계(LDA)나 유동 가시화 장치 등을 사용한 실험적인 연구[13,14]등 이 대표적인 사례들이다. 그러나 심장에서 맥동류에 의하여 판막의 기계가 주기적으로 발생함에도 불구하고, 기계식 판막에 대한 이들의 연구는 판침의 거동을 무시하거나 간단화하여 유체역학적 연구만을 수행하였으므로 실제 판막 주위의 유동을 정확히 해석하는 것이 불가능하였다. 이에 본 연구에서는 판침의 거동과 혈액의 흐름을 함께 고려하여 혈액의 유체역학적인 측면과 판막의 구조역학적 거동을 함께 해석하였다

본 연구에서는 비록 혈전 발생 문제를 가지고 있으나, 내구성이 뛰어나 장기간 치환용으로 널리 사용되고 있는 St. Jude Medical 기계식 대동맥 판막을 모델로 하여 2차원, 비정상, 맥동류에 대한 판침의 운동과 혈액유동의 상호작용을 수치해석 기법을 이용하여 연구하였다.

## 해석 방법

심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판침의 개폐가 주기적으로 발생하므로 유체역학적인 해석과 더불어, 혈액의 유동과 상호작용하는 판침의 거동을 함께 고려하기 위해서 유체역학적 해석과 구조역학적 해석을 함께 수행하였다. 이를 위하여 아래와 같이 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판침의 거동에 관한 구조역학적 방정식, 그리고 이 두 개의 방정식을 적절히 결합시킬 수 있는 보조방정식을 사용하였다.

유동을 지배하는 방정식은 연속방정식과 평균화된 Reynolds Navier-Stokes 방정식으로서, 곡선 좌표계에서 다음과 같이 나타낼 수 있다

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

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

여기에서  $\rho$ 는 유체밀도,  $\mu$ 는 점성계수이다.  $u_i$ 는 직교속도 성분,  $p$ 는 압력,  $t$ 는 시간이다.  $x_i$ 는 절대 좌표계,  $\xi$ 는 상대 좌표계.  $U_i$ 는  $\xi_i$ 방향 속도성분이다

$$x_1 = x, x_2 = y, x_3 = z, \xi^1 = \xi, \xi^2 = \eta, \xi^3 = \zeta \quad (3)$$

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

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

판막의 거동을 지배하는 구조역학적 방정식의 유한요소식은 다음과 같다.

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

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.

$$\begin{aligned} [M] &= \Sigma m^e_{i,j} = \Sigma \int N_i \rho_s N_j dv \\ [C] &= \Sigma c^e_{i,j} = \Sigma \int N_i \mu_s N_j dv \\ [K] &= \Sigma k^e_{i,j} = \Sigma \int B_i D_{ij} B_j dv \\ \{F\} &= \Sigma \{f_i\}^e = \Sigma \int N_i p dv \end{aligned} \quad (6)$$

여기에서  $N_i$ 는 형상함수,  $\rho_s$ 는 고체의 밀도,  $\mu_s$ 는 혈액의 전단력에 의한 감쇠효과를 의미하는 감쇠 파라미터,  $D_{ij}$ 는 탄성 매트릭스이고,  $B_i$ 는 선형연산자  $L_v$ 에 의해 연산된  $N_i$ 이다.

$$B_i = L_v N_i \quad (7)$$

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

$$\{q\} = \frac{2}{\Delta t} \left[ [K] + \frac{4}{\Delta t^2} [M] + \frac{4}{\Delta t} [C] \right]^{-1} \{F\} + \{E\} \quad (8)$$

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

위의 유체역학적 방정식과 구조역학적 방정식 사이에 직접적인 연관이 없으므로 두 방정식을 함께 풀기 위해서는 두 방정식을 연결시켜줄 보조방정식이 필요하다. 구조역학적 효과는 유체역학적 방정식의 격자 속도항을 통해서 작용된다. 유체-고체 계면에서 유체의 속도는 고체의 속도와 같으므로, Eulerian

-Lagrangian 수식에서 대응하는 속도성분은 항상 "0"이다.

$$U_i = \frac{\partial \xi^j}{\partial t} + \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = 0 \quad (9)$$

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

$$\{\dot{q}\}_b = -\frac{\partial \xi^j}{\partial t} = \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i \quad (10)$$

한편, 식(8)은 다음과 같은 형태로 표현할 수 있다.

$$\{\dot{q}\}'_b = [IC]\{\dot{p}\}'_b \quad (11)$$

식(10)을 식(11)에 적용하면 다음과 같이 된다.

$$\frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} \dot{u}_i = [IC]\{\dot{p}\}'_b \quad (12)$$

여기에서  $[IC]$ 는 영향계수[15]이며  $\{\dot{p}\}'_b$ 는 유체-고체 경계에서의 압력이다. 식(12)를 SIMPLEC 알고리즘에서 속도와 압력의 coupling에 사용되는 압력-속도방정식[15]의 압력 구배 항에 대입하면, 방정식은 유동변수에만 의존하게 된다.

### 결 과

대동맥 판막의 치환용으로 사용되는 기계식판막에서 판막의 거동과 2차원, 비정상, 백동류의 혈액유통의 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-ACE+ code를 사용하였다.  $84 \times 102$  개의 계산격자를 사용하였으며, 0.00025초 시간 간격으로 비정상상태의 계산을 수행하였는데 0.226초 동안의 혈액유통 및 판침운동을 모사하는 데에 펜티엄 III 600, 램 256MB에서 약 40시간이 소요되었다

혈액의 흐름은 맥동류, 층류, 비압축성, 뉴튼 유체로 가정하였으며, 혈액의 밀도는  $1000 \text{ kg/m}^3$ , 점성계수는  $4.0 \times 10^{-3} \text{ kg/m} \cdot \text{s}$  로 가정하였다 St Jude Medical Valve(SJMV)는 내부 직경 22.3mm, 판침의 두께 0.65mm, 닫힘각  $25^\circ$ , 최대 열림각이  $85^\circ$ 이며, pyrolytic carbon으로 만들어진 이엽식 판막이다. 판막후부의 형상은 Swanson과 Clark[16]가 제시한 Sinus of Valsalva 모델을 기초로 하였으며, 대동맥 혈관은 직경이 25.0mm인 원형관으로 설정하였다(Fig. 2).

심실이 수축을 시작하기 이전에 판막후부의 유동장은 안정화되

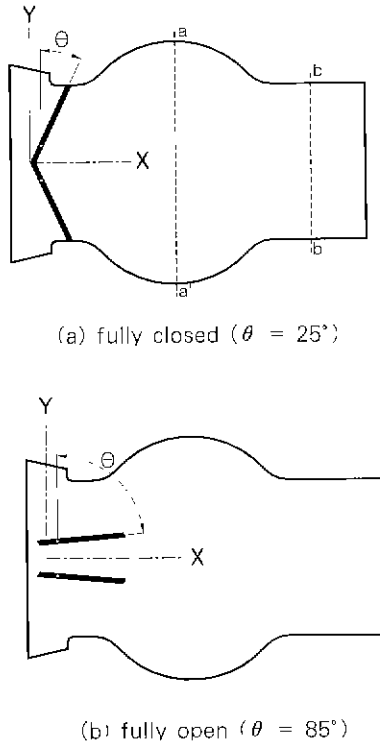


그림 2. 계산에 사용된 SJMV의 형태  
 Fig. 2. The geometry of SJMV used for calculation

어 유동이 정지되어 있다는 가정을 초기조건으로 사용하였으며 심실과 대동맥(입·출구)에서의 압력을 압력경계조건으로 사용하였다. 사용된 압력파형은 생체 외 실험을 통하여 시간에 따라 측정된 압력 값이며, Fig. 3에 제시되어 있다[17,18]. 이때 심실의 박동수는 75 beat/min 이다. 대동맥 벽에서의 유체의 속도는 "0"으로 설정하였으며, 혈액과 판첩의 계면에서 유체의 속도는 판첩의 속도와 동일하게 설정하였다.

판첩의 거동은 열리는 과정, 완전히 열린 상태, 닫히는 과정

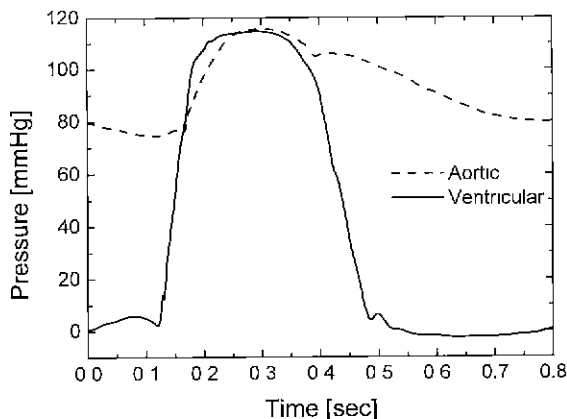


그림 3. 경계조건으로 사용된 심실과 대동맥에서의 압력파형  
 Fig. 3. Transient ventricular and aortic pressure waveforms at the boundaries

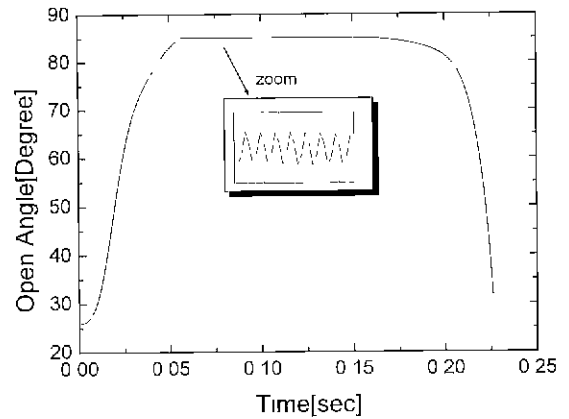


그림 4. 시간에 따른 열림각의 변화  
 Fig. 4. Transient variation in the open angle

그리고 완전히 닫힌 과정의 4단계로 구분할 수 있다. 본 연구에서는 열리는 과정, 완전히 열린 과정, 그리고 닫히는 과정의 3단계에 대해서 고찰하였다.

판첩의 시간에 따른 열림각의 변화를 Fig. 4에 나타내었다. Fig. 4 및 계속되는 그림에서 표기된 시간은 판첩이 열리기 시작한 시점부터의 시간이다. 심실이 수축하면서 판첩이 서서히 열리기 시작하여 0.056초에 이르러 최대 열림각 85°에 도달한다. 완전히 열린 이후 닫히기 시작하는 0.145초까지 플러터링 현상이 관찰되나 거의 최대 열림각 85°를 유지한다. 심실의 팽창으로 심실압이 대동맥압 보다 낮은 압력을 갖게 되어 역압력이 걸리기 시작하는 시점이 0.096초인데 비하여 판첩이 닫히기 시작하는 시점이 0.145초이므로, 역압력이 형성되고 닫히기 시작하는 시점까지 0.049초의 시간 지연이 있음을 알 수 있다. 0.145초부터 매우 서서히 닫히는 과정을 시작하여 0.2초 이후에서는 급격하게 닫히는 과정을 수행하게 된다. 열리는 과정이 0.056초 걸리는 것에 비하여 닫히는 과정의 후반부(0.2초 이후)는 약 2배 빠르게 진행되는 것을 알 수 있다. 따라서 급격하게 닫히는 마지막 단계에서 판첩의 거동이 매우 빠르므로 판첩의 뒤편에 공동현상이 발생할 가능성이 될 것으로 예상된다.

시간에 따른 판첩의 거동과 유동장에서의 속도분포 형태가 Fig. 5에 나타나 있다. (a), (b)는 판첩이 열리는 과정, (c)는 열리는 과정의 마지막 단계로서 완전히 열린 상태, (d), (e)는 완전히 열린 상태, (f)는 완전히 열린 상태의 마지막 단계로서 판첩이 닫히는 과정을 시작하는 단계, (g), (h)는 닫히는 과정을 나타내고 있다. 심실이 수축하면서 판첩이 열리는 과정동안 상하판첩의 외측과 두 판첩 사이에 제트와 같은 유동이 관찰되나, 다른 영역에서는 거의 일정한 속도분포가 나타나며, 이 과정동안은 판첩 후부에 vortex가 존재하지 않는다((a), (b)). 이어 판첩이 완전히 열린 이후에 상하 판첩의 외측과 두 판첩 사이에 여전히 3개의 제트가 관찰 되었다. 판첩의 끝단으로부터 vortex가 형성되어 시간이 지남에 따라 서서히 하부로 흘러가는 것을 볼 수가 있다((c), (d), (e)). 심실이 팽창하면서 유동장내에 역압력이 걸려 판첩이 닫히기 시작하는 시점에도

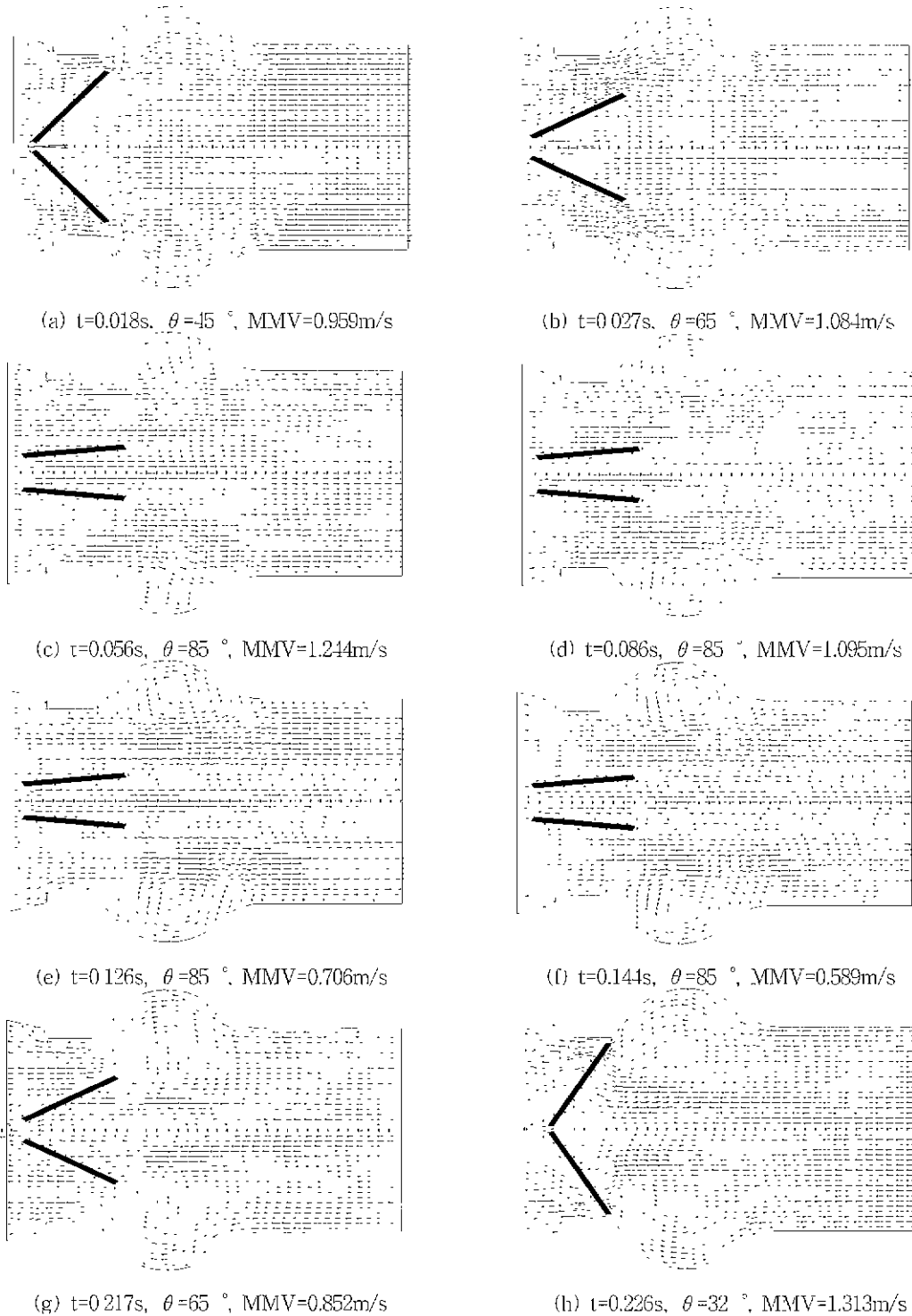


그림 5. 판침의 열리는 과정, 완전히 열린단계, 닫히는 과정에서의 속도장

Fig. 5. The flow velocity vectors during the opening(a),(b), fully open(c),(d),(e),(f) and closing(g),(h) phases of the leaflets (MMV : Magnitude of Maximum Velocity)

주 유동은 여전히 하부로 흘러가며, 역류는 판침의 끝단 후부를 따라서만 발생하고 있다(f). 판침의 후부에서 시작된 역류는 시간이 지남에 따라 전체 유동장으로 확장된다. 닫히는 과정에

서 역류현상은 판침의 난하는 운동과 밀접한 관련이 있다((g), (h)) 이 역류가 판침의 힌지, 판침 끝, 그리고 링사이클 셋어 내는 효과가 있어 울혈발생을 억제하고 혈전의 생성을 억제할

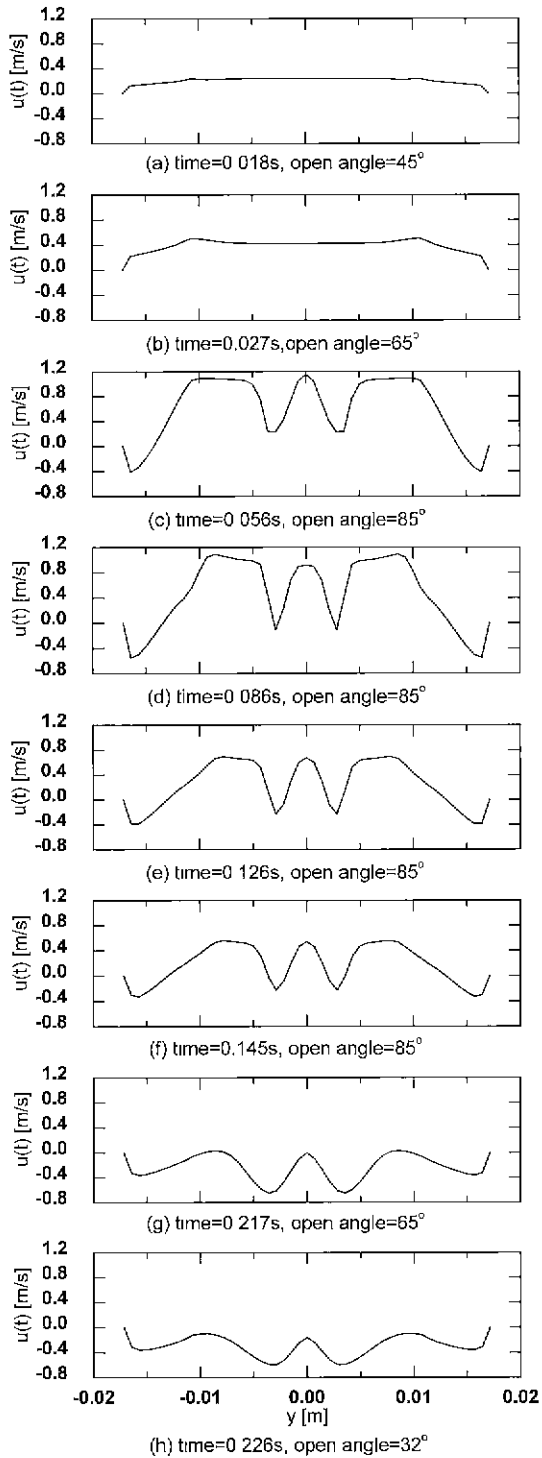


그림 6. 16.62mm 하부에서 시간에 따른 속도변화  
 Fig. 6. Transient variation of velocity profiles at 16.62mm downstream of the valve ring (a-a')

것으로 생각된다.

관침 후부의 공동부(sinus)영역에서는 열리는 과정 동안 순방향유동이 발생하나(a), (b), 관침이 완전히 열린 시점부터

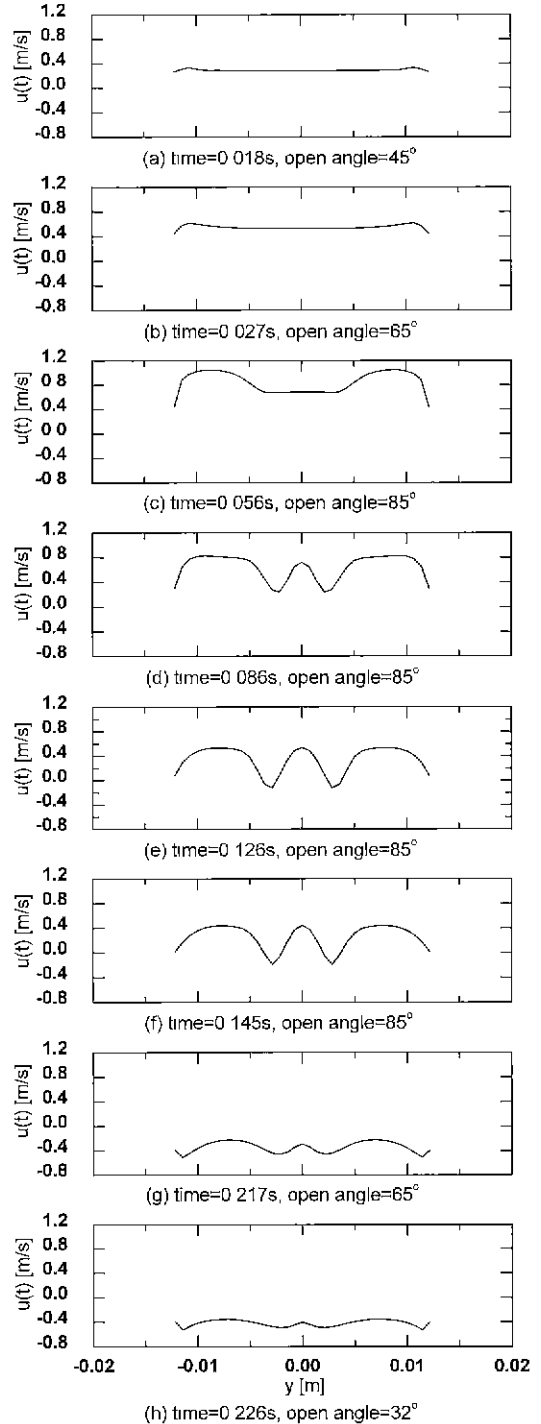


그림 7. 33.75mm 하부에서 시간에 따른 속도변화  
 Fig. 7. Transient variation of velocity profiles at 33.75mm downstream of the valve ring (b-b')

공동부의 전방에서 vortex가 형성되어 후방으로 이동한다(c), (d), (e), (f). 이 후 관침이 닫히는 과정에서 역류가 발생하면서 공동부의 vortex는 사라지고 역방향으로의 유동이 형성된다(g), (h).

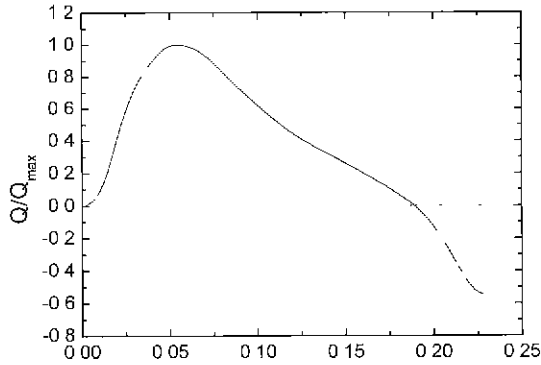


그림 8. 시간에 따른 심실 유출 유량 변화  
 Fig. 8. Flow waveform normalized by the maximum flow rate

Fig. 2(a)에서 표시한 판막의 하부 두 지점에서의 시간에 따른 속도변화가 Fig. 6과 Fig. 7에 제시되어 있다. Fig. 6은 링으로부터 16.62mm 하부(최대 반경을 갖는 sinus 위치), Fig. 7은 링으로부터 33.75mm 하부(판막 내경의 1.5배 위치)에서 계산된 결과이다. a-a'에서 시간에 따른 속도변화를 관찰해 보면, 심실 수축 시 판침이 열리기 시작하면서 서서히 속도가 증가하며 이 과정동안 거의 균일한 속도분포를 갖는다((a), (b)). 이후 판막이 완전히 열린 시점((c))부터 3개의 제트가 관찰된다(c). 3개의 제트의 최대속도는 약 1.1m/s로 거의 같다. 3개의 제트의 속도는 역압력이 걸리기 시작하는 0.096초 이후인 (e)에서부터 서서히 감소하며, 판침의 끝단에서부터 서서히 성장하는 역방향의 유동은 판침의 닫히는 거동과 관련하여 시간이 지나면서 전체 영역으로 확산된다. 판침이 거의 닫히는 시간인 0.226초에서는 약 0.6m/s의 큰 역방향 속도가 나타난다.

양쪽 끝단에 있는 sinus 영역의 변화를 살펴보면, 판막이 열리는 과정인 (a), (b)에서는 vortex의 존재를 의미하는 주유동 방향과 반대방향의 유동이 존재하지 않으나, 완전히 열린 (c), (d), (e)에서는 역방향유동이 존재한다. 닫히는 과정인 (g), (h)에서는 sinus 영역진체에 역방향 유동이 있으므로 vortex는 존재하지 않는다. b-b' 지점에서의 속도변화는 a-a' 지점에서의 분포보다 좀더 완만하고 단순한 형태를 보이고 있는데 이는 3개의 제트가 하류로 가면서 확산효과로 인하여 합쳐지는 경향 때문이다.

최대유량으로 무차원화된 심실박출 유량파형이 Fig 8에 나타나 있다. 판막이 열리는 동안 유량은 지속적으로 증가하여 0.056초에서 최대치가 되고, 이후 점점 감소하여 0.1895초에 이르러서는 닫힘역류가 발생하기 시작한다. 이와 같이 닫힘 거동 시 발생하는 역류를 닫힘역류라 하며, 판막이 닫힌 후 판막의 좁은 틈을 통한 역류(regurgitation)와 구분된다. 본 계산의 경계조건으로 사용된 Fig. 3의 압력파형에서 심실과 대동맥의 압력차가 최대인 시간이 0.02초인데 비하여 박출유량의 최대치는 0.56초에서 나타났다. Fig. 8의 결과는 향후 인공판막의 유동 해석 시 경계조건으로 사용할 수 있다.

본 연구에서는 판침의 두께에 따른 판침의 거동특성변화도

표 1. 판침의 두께에 따른 각 단계별 소요시간  
 Table 1. Spending time of leaflet behavior with leaflet thickness

	Thickness [mm]	Opening [s]	Fully open [s]	Closing [s]
1	0.45	0~0.064	~0.156	~0.222
2	0.50	0~0.057	~0.150	~0.2235
3	0.55	0~0.057	~0.149	~0.2235
4	0.60	0~0.056	~0.144	~0.2255
5	0.65	0~0.056	~0.144	~0.226
6	0.70	0~0.056	~0.144	~0.226
7	0.75	0~0.055	~0.140	~0.228

해석하였으나, 두께에 따른 혈액유동 양식의 변화는 극히 작은 것으로 나타나서 본 논문에서 그 결과를 실지는 않았다. 그러나 판막의 거동에는 약간의 시간 차이가 나타나고 있는데 Table 1에 열리는 과정, 완전히 열린 단계, 닫히는 과정에 소요된 시간을 나타내었다. 열리는 단계에서는 두께가 두꺼울수록 빨리 열리며 두께가 두꺼울수록 닫히는 거동이 일찍 시작되나 닫히는 기간은 더 긴 것으로 나타났다. 그러나 두께에 따른 판막의 거동은 최대 0.001초 정도 차이가 나는데, 이런 차이는 판침주위의 혈액유동 특성에 큰 영향을 주지 않을 것으로 여겨진다.

결론

심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판침의 기폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고, 현재까지의 MHV에 관한 연구들은 판막의 거동을 무시하거나 간단화하여 유체역학적 연구만을 수행해 왔다. 그러나 본 연구에서는 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판막의 거동에 관한 구조역학적 방정식, 보조방정식을 계산하여, 혈액의 유체역학적인 측면과 판침의 구조역학적 거동 측면을 동시에 해석하였다. St. Jude Medical 기계식 대동맥 판막을 모델로 하여 2차원, 비정상, 맥동류에 대하여 수치해석기법을 이용하여 해석하였다.

계산결과, 상하 판침의 외측과 판침 사이에 3개의 제트가 있음이 확인되었으며, 그 크기는 3개가 거의 비슷하다. 판침이 닫히는 과정의 초기에는 매우 느리게 진행되다가 시간이 지나면서 급격하게 닫히는 경향이 발견되었으며, 열리는 과정에 비하여 2배 이상 빠르게 진행되므로 판침의 후부에 저압이 형성되어 공동현상이 발생할 우려가 있음을 알 수 있었다. 판막 후부의 vortex는 열리는 동안에는 발생하지 않고 완전히 열린 이후에 판침의 끝단으로부터 생성되기 시작하여 후부로 이동하였다. 역압력이 걸리기 시작한 후 판막이 닫히기 시작하는 시점까지는 약간의 시간 지연이 존재하였다. 닫힘 거동의 시작 시에도 주 유동은 여전히 하부로 흐르고 있음이 발견되었다. 역류는 판침의 하부에서 시작되어 이후 전체 영역으로 확산된다. 판막이 닫히는 과정에서 닫힘역류로 인하여 혈액유동이 판침의 현저, 판침 끝, 그리고 링 사이를 씻어내는 효과가 있어

출혈 발생과 혈전 형성을 억제할 것으로 예상된다. 본 연구에서 밝힌 시간에 따른 판막의 거동과 혈액의 유동은 향후 관련 분야의 연구에 좋은 자료가 되리라 생각된다.

본 연구에서 수행한 2차원적 fluid-structure coupling 방법을 3차원으로 확장하여 연구를 진행한다면 더 유용한 정보를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

## 참 고 문 헌

1. A.P. Yoganathan, W.H. Corcoran, E.C. Harrison and J. R. Cari, "The Bjork-Shiley aortic prosthesis. Flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth", *Circulation*, Vol. 58, pp. 70-76, 1978
2. A.P. Yoganathan, H.S. Sung, Y.R. Woo and M. Jones, "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
3. J.T. Baldwin, J.M. Tarbell, S. Deutsch and D.B. Gaselowitz, "Mean velocity pattern within a ventricular assist device", *ASAIO*, Vol. 35, pp. 429-433, 1989
4. M.M. Black, P.J. Drury and W.B. Tindale, "Twenty-five years of heart valve substitutes: a review", *Journal of the Royal Society of Medicine*, Vol. 76, pp. 667-680, 1983
5. A. Starr and M.L. Edwards, "Mitral replacement clinical experience with a ball-valve prosthesis", *Ann. Surg.*, Vol. 154, pp. 726-740, 1961
6. V.O. Bjork, "A new tilting disc valve prosthesis", *Scand J. of Thoracic Cardiovasc. Surg.*, Vol. 3, pp. 1-10, 1969
7. V.O. Bjork and A. Henze, "Ten years experience with the Bjork-Shiley tilting disc valve", *J. Thorac Cardiovasc Surg.*, Vol. 78, pp. 331, 1979
8. H. Shim and J.A. Lenker, "Heart valve prostheses. In *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*," John Wiley and Sons, pp. 1457-1474, 1988
9. A.P. Yoganathan, H.W. Sung, Y.R. and M. Jones, "In vitro velocity and turbulence measurements in the vicinity of three new mechanical aortic heart valve prosthesis", *J. Thoracic Cardiovasc. Surg.*, Vol. 95, pp. 929-939, 1988
10. G.M. Pantalos, S.D. Everett, S.F. Mohammad, G.L. Burns, K.A. Solen, L.O. Reynolds and D.B. Olsen, "Quantification of perivalvular thrombus formation in blood pumps by coordinate mapping", *Artificial Organs*, Vol. 14(5), pp. 348-354, 1990
11. M.J. King, J. Corden, T. David and J. Fisher, "A three-dimensional, time-dependent analysis of flow through a bileaflet mechanical heart valve: comparison of experiment and numerical results", *J. bio-mechanics*", Vol. 29, No. 5, pp. 609-619, 1996
12. M.J. King, T. David, and J. Fisher, "An initial parameter study on fluid flow through bileaflet mechanical heart valves using computational fluid dynamics", *J. Engineering in medicine*, 208, pp. 63-71, 1994
13. M. Krafczyk, M. Cerrolaza, M. Schulz, E. Rank, "Analysis of 3D transient blood flow passing through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods", *J. biomechanics*, Vol. 31, pp. 453-462, 1998
14. K. Rhee, J.C. Seo, "The Effects of distal Sinus on the Hydrodynamic Performance of the Prosihe", 303, 1998
15. Yang H.Q., Makhijani V.B. "A strongly coupled pressure-based CFD algorithm for fluid-structure interaction", *Proceeding of 32nd Aerospace Sciences meeting and Exhibit*, Reno, NV, AIAA-94-0719, 1994
16. W.M. Swanson and R.E. Clark, "Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure", *Cir. Res.*, Vol. 35, pp. 871-882, 1974
17. Thubrikar M.J., Selim G., Robicsek F., Fowler B., "Effect of the sinus geometry on the dynamics of bioprosthetic heart valves(abstract)", *Ann Biomed. Eng.* 24, S3, 1996
18. Thubrikar M.J., Selim G., Robicsek F., 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, pg. 10 November, 1996