

# 판막 거동을 고려한 이엽 기계식 인공심장 판막에서의 맥동유동에 관한 수치해석

최 청 렬\* · 김 창 녕\*\*

## Numerical Study to the Pulsatile Blood Flow through a Bileaflet Mechanical Heart Valve including Moving Leaflets

Choeng-Ryul Choi, Chang-Nyung Kim

*Key Words :* Mechanical Heart Valve(MHV : 기계식 심장판막), Fluid-Structure Interaction(FSI : 유체-고체 상호작용), Blood Flow(혈액유동), Pulsatile Flow(맥동유동)

### ABSTRACT

Bileaflet mechanical valves have the complications such as hemolytic and thromboembolic events, leaflet damage, and leaflet break. These complications are related with the fluid velocity and shear stress characteristics of mechanical heart valves. This fact makes clear the importance of determining the fluid velocity and shear stress characteristics of mechanical heart valves, and requires a detailed understanding of these system properties and further substantial research.

The first aim of current study is to introduce fluid-structure interaction method for calculation of unsteady and three-dimensional blood flow through bileaflet valve and leaflet behavior interacted with its flow, and to overcome the shortness of previous studies, where the leaflet motion has been ignored or simplified, by using FSI method. To accomplish this goal, a finite volume computational fluid dynamics code and a finite element structure dynamics code have been used concurrently to solve the flow and structure equations, respectively, to investigate the interaction between the blood flow and leaflet.

Physiologic ventricular and aortic pressure waveforms were prescribed as flow boundary conditions. The interaction of aortic flow and valve motion were computed.

### 1. 서론

심장은 2심방 2심실로 구성되어 있으며, 혈액이 심방 혹은 심실로 역류하지 않도록 방지하기 위하여 4개의 판막을 가지고 있다. 이러한 심장 판막이 여러 가지 이유로 인하여 그 고유기능을 발휘할 수 없게 될 때, 그 기능을 대행하기 위하여 사용되는 요소가 인공판막이다(Fig. 1).

인공판막을 사용할 때 발생하는 혈류역학적 문제

는 혈전의 형성과 기계적 용혈현상이다. 인공판막에서는 판침에 의하여 혈류의 유동이 방해되며, 이로 인하여 혈액이 응고하여 혈전이 생기게 된다<sup>[1]</sup>. 또한 판침 후부 혈액의 재순환 및 정체에 따른 혈전 형성의 문제점이 있다. 기계적 용혈현상은 판막 주위에 발생하는 난류에 의한 응력과 판막 통과 시 생기는 혈류제동에 의한 응력으로 인해 적혈구가 파괴되는 현상이며<sup>[2]</sup>, 높은 응력에 의해 혈소판이 활성화되며 이로 인해 혈전의 형성이 촉진된다<sup>[3]</sup>.

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<sup>[4]</sup>. 인공판막은 사용된 재질

\* Mechanical Engineering Department,  
Graduate School of Kyunghee University

\*\* College of Mechanical & Industrial System  
Engineering, Kyunghee University  
E-mail : crchoi@cvs2.kyunghee.ac.kr

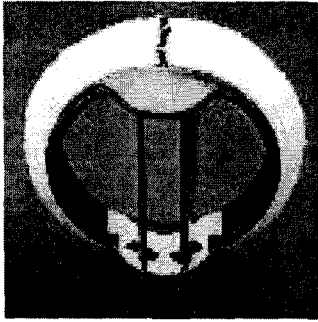


Fig. 1 Model of mechanical heart valve (St. Jude Medical Valve)

에 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 단기 내장용이나 심실 보조기에 주로 사용되고, 장기 내장용으로는 내구성이 뛰어난 기계식판막이 널리 사용되고 있다.

기계식판막에서 지지대 및 판첨은 강성재질로 만들어진다. 1960년 Starr-Edwards에 의하여 구형 볼과 케이지로 만들어진 케이지 볼 밸브(caged ball valve)가 승모판 치환에 성공적으로 사용된 이후로 다양한 기계식판막이 연구되어 사용되고 있다<sup>[5]</sup>. 현재 사용되는 기계식판막은 대부분 타이타늄 지지대와 열분해 카본판으로 구성되어 있으며<sup>[6, 7, 8]</sup>, 경사판형, 이엽식 등의 기계식판막들이 Bjork-Shiley, St. Jude Medical, Duromedics, Medtronic 등에서 시판되고 있다<sup>[9]</sup>. 기계식판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하고, 작은 압력강하의 수력학적 성능을 가지며 또 품질이 우수하여 장기간 내장용으로 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 혈전의 형성을 방지하기 위한 항응고제의 지속적 복용, 지지대와 개폐판 사이의 역류로 인한 역류량의 증가, 혈류 제트의 형성과 이에 따른 용혈현상<sup>[10]</sup>, 강체의 개폐에 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 판첨의 거동과 관련된 것으로서, 기계식판막이 지닌 문제점을 개선하고 성능을 향상시키기

위해서는 이들에 관한 자세하고 많은 정보가 필요하다. 이에 관하여 많은 연구자들에 의해 지난 수십 년 간 다양한 연구가 수행되었는데 혈액의 층류 유동에 기초한 전산유체역학(CFD)을 이용한 연구<sup>[11, 12, 13]</sup>, 레이저 도플러 속도계(LDA)나 유동 가시화 장치 등을 사용한 실험적인 연구<sup>[13, 14]</sup>등 이 대표적인 사례들이다. 그러나 심장에서 맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고, 기계식 판막에 대한 이들의 연구는 판첨의 거동을 무시하거나 간단화하여 유체역학적 연구만을 수행하였으므로 실제 판막 주위의 유동을 정확히 해석하는 것이 불가능하였다. 이에 본 연구에서는 판첨의 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 3차원, 비정상, 맥동류에 대한 판첨의 운동과 혈액유동의 상호작용을 수치해석 기법을 이용하여 연구하였다.

## 2. 해석 방법

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

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

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

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

여기에서  $\rho$ 는 유체밀도,  $\mu$ 는 점성계수이다.  $u_i$ 는 직교속도성분,  $p$ 는 압력,  $t$ 는 시간이다.  $x_i$ 는 절대 좌표계,  $\xi$ 는 상대 좌표계,  $U_j$ 는  $\xi_j$ 방향 속도성분이다.

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

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

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

판침의 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  $L_{ij}$ 에 의해 연산된  $N_i$ 이다.

$$B_i = L_{ij} N_j \quad (7)$$

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

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

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.

$$U_j = \frac{\partial \xi^j}{\partial t} + \frac{\partial \xi^j}{\partial x_i} u_i = 0.0 \quad (9)$$

만약  $\{q\}_b$ 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.

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

식(10)을 식(11)에 적용하면 다음과 같이 된다.

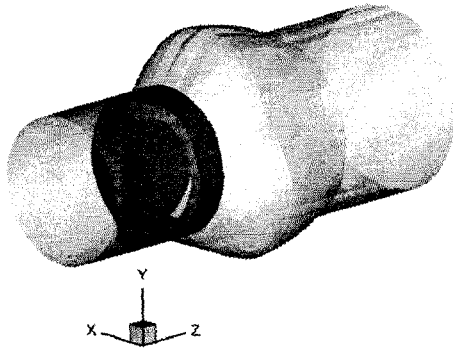


Fig. 2 Calculation geometry

$$\frac{\partial \xi^i}{\partial x_i} u_i = [IC] \{p\}'_b \quad (12)$$

여기에서 [IC]는 영향계수[15]이며  $\{p\}'_b$ 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.

### 3. 결과

대동맥 판막의 치환용으로 사용되는 기계식판막에서 판침의 거동과 3차원, 비정상, 맥동류의 혈액유동의 상호작용을 수치해석적인 방법을 이용하여 연구하였다. 이러한 상호작용을 해석하기 위하여 앞절에 주어진 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판침의 거동에 관한 구조역학적 방정식 및 보조 방정식에 대한 계산을 수행하였다. 이들 방정식을 풀기 위하여 SIMPLEC 알고리즘을 사용하는 CFD-ACEU code를 사용하였다.

혈액의 흐름은 맥동류, 층류, 비압축성, 뉴튼 유체로 가정하였으며, 혈액의 밀도는  $1000 \text{ kg/m}^3$ , 점성계수는 3.5cp 로 가정하였다. St. Jude Medical Valve(SJMV)는 내부 직경 27mm, 판침의 두께 0.65mm, 단힘각 25°, 최대 열림각이 85°이며, pyrolytic carbon으로 만들어진 이엽식 판막이다. 판막후부의 Sinus of Valsalva의 형상과 후부 대동맥의 형상은 H. Reul. et al.[16]의 자료를 참조로 구성하였다(Fig. 2).

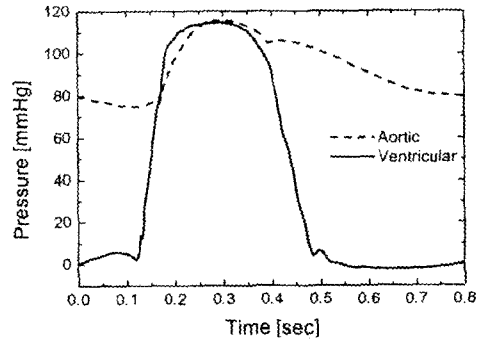


Fig. 3 Transient ventricular and aortic pressure waveforms at the boundaries

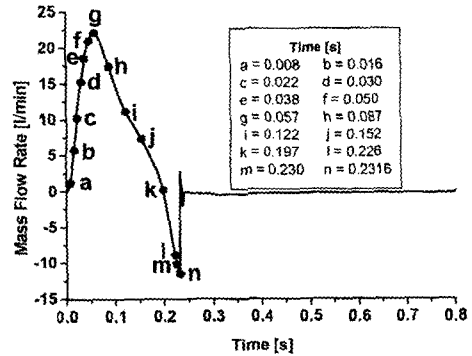


Fig. 4 Transient flow rate

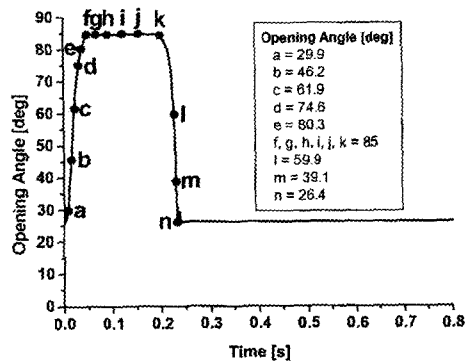


Fig. 5 Transient leaflet opening angle

심실이 수축을 시작하기 이전에 판막후부의 유동장은 안정화되어 유동이 정지되어 있다는 가정을 초기조건으로 사용하였으며 심실과 대동맥(입·출구)에서의 압력을 압력경계조건으로 사용하였다. 사용된 압력파형은 생체 외 실험을 통하여 시간에 따

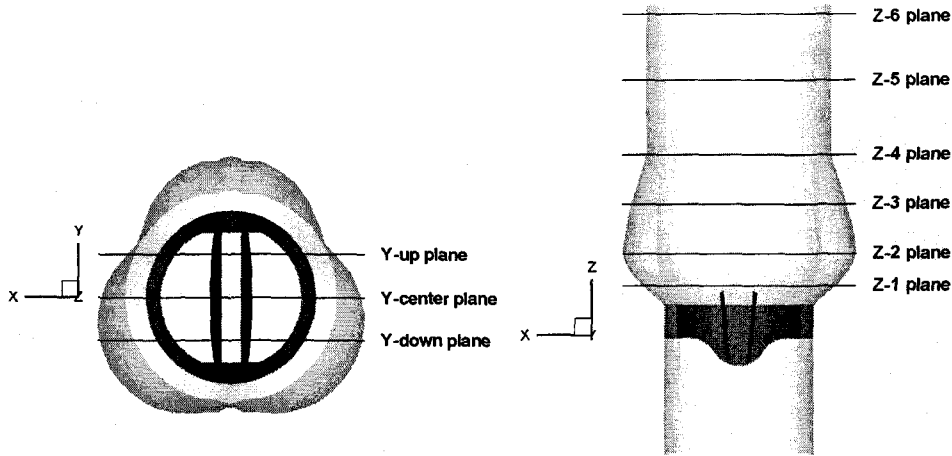


Fig. 6 Position information for results

라 측정된 압력 값이며, Fig. 3에 제시되어 있다<sup>117, 118</sup>. 이때 심실의 박동수는 75 beat/min 이다. 대동맥 벽에서의 유체의 속도는 "0"으로 설정하였으며, 혈액과 판침의 계면에서 유체의 속도는 판침의 속도와 동일하게 설정하였다.

계산된 시간에 따른 심실 박출 유량의 변화를 Fig. 4에 나타내었으며, 이에 따른 판침의 열림각의 변화를 Fig. 5에 나타내었다. 본 논문에서 표기된 시간은 심실이 수축하기 시작하는 시점을 "Time=0"로 설정하였다. 심실이 수축하여 심실의 압력이 증가하면서 유량은 급속히 증가하여 최대유량에 이르고 (가속기), 심실이 팽창하면서 서서히 유량이 감소하여 (감속기), 판침이 닫히기 시작하는 시점부터는 심실로의 역류가 발생하는 것을 볼 수 있다. 판침이 완전히 닫힌 후에는 닫힘역류가 미소하게 존재하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 5의 판침의 거동을 보면 심실이 수축하면서 판침이 서서히 열리기 시작하여 0.057초에 이르러 최대 열림각 85°에 도달한다. 완전히 열린 이후 닫히기 시작하는 0.197초까지 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 판침이 닫히기 시작하는 시점이 0.197초이므로, 역압력이 형성되고 닫히기 시작하는 시점까지 약 0.1초의 시간 지연이 있음을 알 수 있다. 0.197초부터 매우 서서히 닫히는 과정을 시작하여 급격하

게 닫히는 과정을 수행하게 된다. 열리는 과정에 비하여 닫히는 과정의 후반부는 약 2배 빠르게 진행되는 것을 알 수 있다. 따라서 급격하게 닫히는 마지막 단계에서 판침의 거동이 매우 빠르므로 판침의 뒤면에 공동현상이 발생할 가능성이 클 것으로 예상된다. Fig. 4와 Fig. 5의 그림에 표시된 영문자는 이후 결과를 나타낸 위치를 표시하고 있다. 판침의 거동은 열리는 과정, 완전히 열린 상태, 닫히는 과정 그리고 완전히 닫힌 과정의 4단계로 구분할 수 있다. 본 연구에서는 열리는 과정, 완전히 열린 과정, 그리고 닫히는 과정의 3단계에 대해서 고찰하였다.

Fig. 6에 속도분포와 전단력 분포를 나타낸 수평단면과 수직단면에 대한 위치 정보를 나타내었다.

Fig. 7과 Fig. 8에 시간에 따른 수평 중심단면 (Y-center plane)과 수직 단면 (Z-1 plane)에서의 속도분포와 전단력분포를 나타내었다. 나타낸 결과의 해당 시간위치는 Fig. 4와 Fig. 5에서 확인 할 수 있다. 판침이 열리기 시작하면서 판막을 지나가는 유동이 발생하고, 이후 판침을 두 판침 사이와 판침과 판막 링 사이에 각각 큰 속도성분들이 나타난다. 이후 시간이 지나면서 sinus부에 재순환이 발생하고 심실이 팽창하면서 역류가 발생하여 판침이 닫히는 것을 볼 수 있다.

Fig. 8에 나타낸 시간에 따른 전단력을 보면 모든 시간단계에서 판침 주위에 큰 전단력이 나타나는 것을 볼 수 있다. 특히, 판침의 전단면 (심실 측)

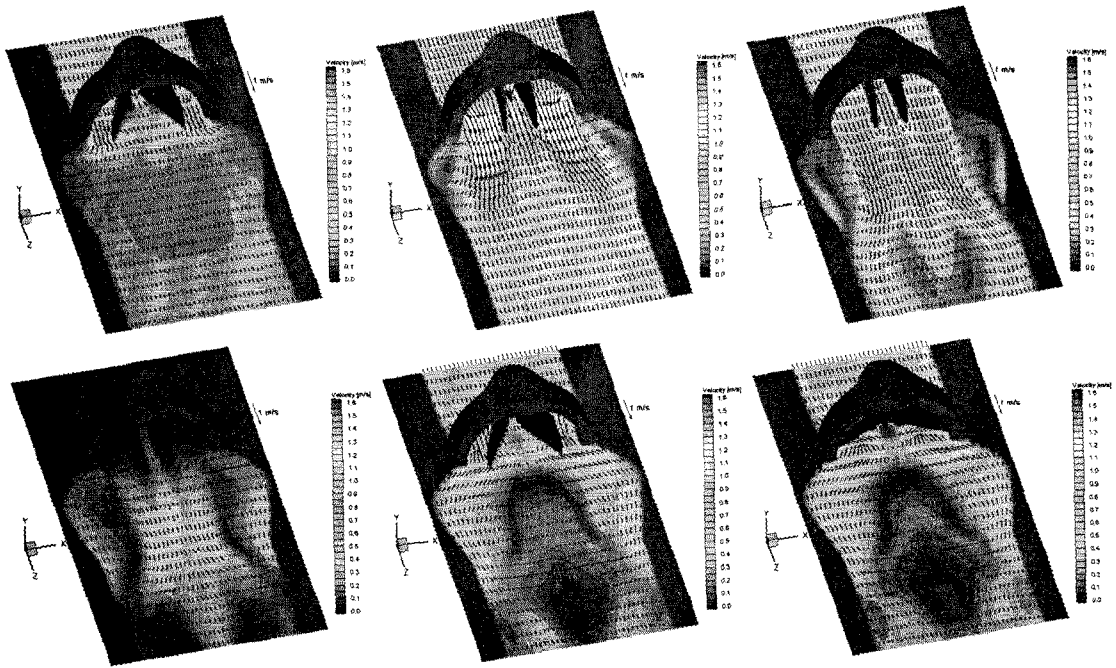


Fig. 7 Transient velocity vector profiles from left to right and top to bottom (time position : c, g, l, k, l, n)

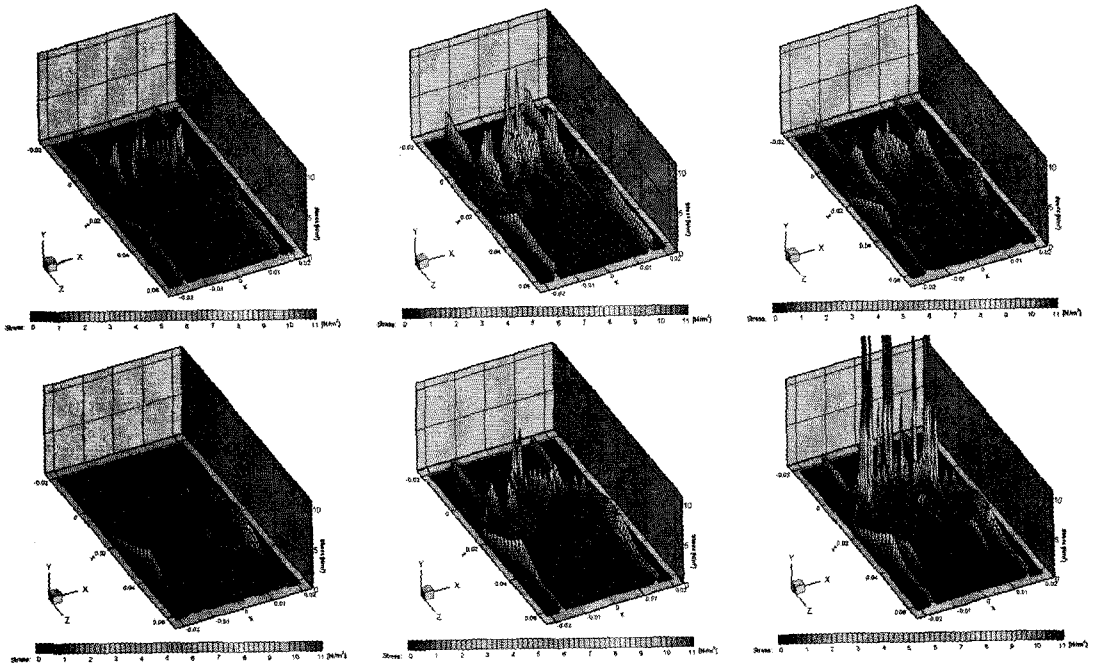
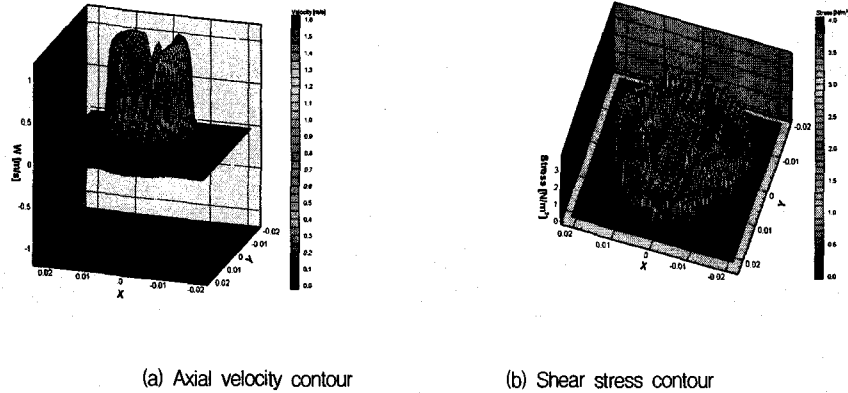


Fig. 8 Transient shear stress distributions from left to right and top to bottom (time position : c, g, l, k, l, n)

에서 상대적으로 큰 전단력이 발견되었다. 각 시간 단계의 전단력을 보면 닫히기 직전 단계 (n)에서 매우 큰 전단력이 보여지나 혈액의 손상은 단순히 전단력만의 함수가 아니라 전단력과 노출 시간과의 함수이므로 단순히 큰 전단력이 나타나는 시간 단계 (n)에서 혈액의 손상이 크다고 단정할 수는 없다. 혈액의 손상에 큰 영향을 미치는 영역은 전단력이 크고 노출 시간이 긴 시간 단계 (g)의 전단력 분

포가 더 중요한 의미를 가진다 할 수 있다.

Fig. 9에 단면 Z-1 plane, 시간단계 (g)에서의 축방향 속도분포와 전단력분포를 나타내었다. Fig. 7에서 설명한 바와 같이 세 개의 제트가 명확히 관찰되어진다. 시간에 따른 유동장의 변화를 자세히 관찰하기 위하여 Fig. 10과 Fig. 11에 Z-1 plane의 수평 중심선에서에서의 시간에 따른 속도분포와 전단력분포를 나타내었다.



(a) Axial velocity contour (b) Shear stress contour  
Fig. 9 Axial velocity and shear stress contours (position: Z-1 plane, time : (g))

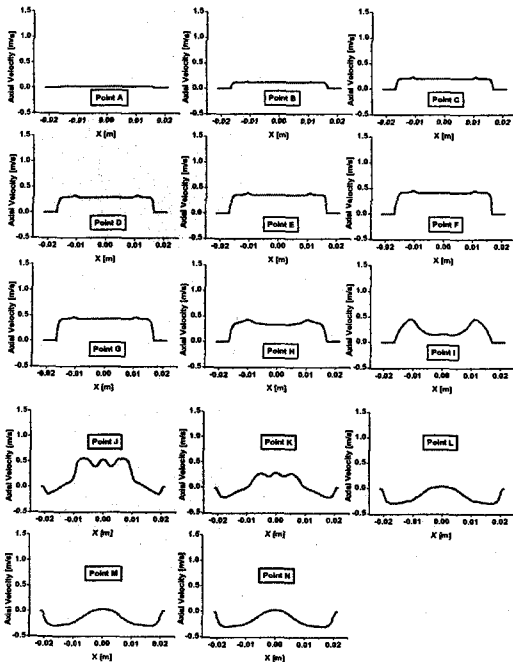


Fig. 10 Transient velocity vector profiles in horizontal center line of Z-1 plane (7mm downstream from valve ring)

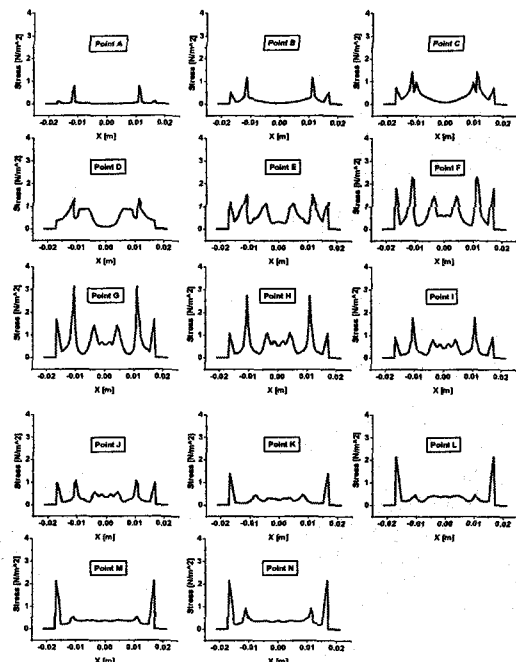


Fig. 11 Transient shear stress contour in horizontal center line of Z-1 plane (7mm downstream from valve ring)

#### 4. 결론

심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고, 현재까지의 MHV에 관한 연구들은 판막의 거동을 무시하거나 간단화하여 유체역학적 연구만을 수행해왔다. 그러나 본 연구에서는 혈액의 유동에 관한 유체역학적 방정식, 판막의 거동에 관한 구조역학적 방정식, 보조방정식을 계산하여, 혈액의 유체역학적인 측면과 판막의 구조역학적 거동 측면을 동시에 해석하였다. St. Jude Medical 기계식 대동맥 판막을 모델로 하여 3차원, 비정상, 맥동류에 대하여 수치해석기법을 이용하여 해석하였다.

계산결과, 판막이 닫히는 과정의 초기에는 매우 느리게 진행되다가 시간이 지나면서 급격하게 닫히는 경향이 발견되었으며, 열리는 과정에 비하여 2배 이상 빠르게 진행되므로 판막의 후부에 저압이 형성되어 공동현상이 발생할 우려가 있음을 알 수 있었다. 혈액손상의 주 원인인 전단력은 모든 시간단계에서 판막의 전단부에서 크게 나타났으며, 최대유량 시에 큰 전단력과 노출 시간을 가졌다. 판막이 닫히는 과정에서 닫힘역류로 인하여 혈액유동이 판막의 힌지, 판막 끝, 그리고 링 사이를 씻어내는 효과가 있어 울혈 발생과 혈전 생성을 억제할 것으로 예상된다.

본 연구에서 수행한 3차원적 fluid-structure coupling 방법은 다른 분야의 유체유동과 구조물의 상호 작용이 중요한 문제에 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

#### 후기

이 연구는 학술진흥재단의 과학기술기초중점연구 지원에 의해서 수행되었음.

#### 참고문헌

- (1) A. P. Yoganathan, W. H. Corcoran, E. C. Harrison and J. R. Cari, 1978, "The Bjork-Shiley aortic prosthesis: Flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth", *Circulation*, Vol. 58, pp. 70-76.
- (2) A. P. Yoganathan, H. S. Sung, Y. R. Woo and

- M. Jones, 1988, "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.
- (3) J. T. Baldwin, J. M. Tarbell, S. Deutsch and D. B. Gaselowitz, 1989, "Mean velocity pattern within a ventricular assist device", *ASAIO*, Vol. 35, pp. 429-433.
- (4) M. M. Black, P. J. Drury and W. B. Tindale, 1983, "Twenty-five years of heart valve substitutes: a review", *Journal of the Royal Society of Medicine*, Vol. 76, pp. 667-680.
- (5) A. Starr and M. L. Edwards, 1961, "Mitral replacement clinical experience with a ball-valve prosthesis", *Ann. Surg.*, Vol. 154, pp. 726-740.
- (6) V. O. Bjork, 1969, "A new tilting disc valve prosthesis", *Scand J. of Thoracic Cardiovasc. Surg.*, Vol. 3, pp. 1-10.
- (7) V. O. Bjork and A. Henze, 1979, "Ten years experience with the Bjork-Shiley tilting disc valve", *J. Thorac Cardiovasc Surg.*, Vol. 78, pp. 331.
- (8) H. Shim and J. A. Lenker, 1988, "Heart valve prostheses, In Encyclopedia of medical devices and instrumentation," John Wiley and Sons, pp. 1457-1474.
- (9) A. P. Yoganathan, H. W. Sung, Y. R. and M. Jones, 1988, "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.
- (10) G. M. Pantalos, S. D. Everett, S. F. Mohammad, G. L. Burns, K. A. Solen, L. O. Reynolds and D.B. Olsen, 1990, "Quantification of perivalvular thrombus formation in blood pumps by coordinate mapping", *Artificial Organs*, Vol. 14(5), pp. 348-354.
- (11) M. J. King, J. Corden, T. David and J. Fisher, 1996, "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.
- (12) M. J. King, T. David, and J. Fisher, 1994, "An initial parameter study on fluid flow through bileaflet mechanical heart valves using computational fluid dynamics", J. Engineering in medicine, 208, pp. 63-71.
- (13) M. Krafczyk, M. Cerrolaza, M. Schulz, E. Rank, 1998, " Analysis of 3D transient blood flow passing through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods", J. biomechanics, Vol. 31, pp. 453-462.
- (14) 이계한, 서종천, "인공판막 후부 공동부가 판막의 수력학적 성능에 미치는 영향", 의공학회지, Vol. 19, No. 3, pp. 297-303, 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) H. Reul. et al. "Technical note", Journal of Biomechanics, Vol. 23, pp. 181-191. 1990.
- (17) Thubrikar M. J., Selim G, Robicsek F, Fowler B, 1996, "Effect of the sinus geometry on the dynamics of bioprosthetic heart valves(abstract)", Ann. Biomed. Eng. 24, S3.
- (18) Thubrikar M. J., Selim G, Robicsek F, Fowler B, 1996, "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.