

유체-고체 상호작용 (FSI)기법을 이용한 이엽기계식 인공심장판막을 지나는 혈액유동과 판첨거동에 관한 수치해석적 연구

최청렬* · 김창녕**

Numerical Study on the Pulsatile Blood Flow through a Bileaflet Mechanical Heart Valve and Leaflet Behavior Using Fluid-Structure Interaction (FSI) Technique

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 hemolysis and thromboembolism, leaflet damage, and leaflet break. These complications are related with the fluid velocity and shear stress characteristics of mechanical heart valves. The first aim of the 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 the previous studies, where the leaflet motion has been ignored or simplified, by using FSI method. 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. As a result, it is observed that the leaflet is closing very slowly at the first stage of processing but it goes too fast at the last stage. And the results noted that the low pressure is formed behind leaflet to make the cavitation because of closing velocity three times faster than opening velocity. Also it is observed some fluttering phenomenon when the leaflet is completely opened. And the rebound phenomenon due to the sudden pressure change of before and after the leaflet just before closing completely. The some of time-delay is presented between the inversion point of ventricle and aorta pressure and closing point of leaflet. The shear stress is bigger and the time of exposure is longer when the flow rate is maximum. So it is concluded that the distribution of shear stress at complete opening stage has big effect on the blood damage, and that the low-pressure region appeared behind leaflet at complete closing stage has also effect on the blood damage.

* 안양대학교

** 경희대학교

책임저자 E-mail : choicr@empal.com

1. 서론

심장은 2심방 2심실로 구성되어 있으며, 혈액이 심방 혹은 심실로 역류하지 않도록 방지하기 위하여 4개의 판막 (heart valve)을 가지고 있다. 이 판막으로 인하여 심장 내에서 혈액의 흐름은 일방향성 흐름을 유지할 수 있게 된다. 이러한 심장 판막이 여러 가지 이유로 인하여 그 고유기능을 발휘할 수 없게 될 때, 인공적으로 제작된 인공판막이 생체판막을 대체하기 위하여 수술이 시행되는데 이를 인공심장판막수술이라 한다. 대표적인 인공심장판막과 수술 후의 간략도가 Fig. 1에 나타나있다.

인공판막 수술 후에 생체판막과의 차이로 인하여 혈전의 형성과 기계적 용혈현상이 혈류역학적 원인에 의하여 발생한다. 이러한 문제를 완화시키기 위해서 수술 후 환자는 항응고제를 평생 복용하여야 한다. 인공심장 판막 수술 후 발생하는 혈류역학적 문제는 생체판막과는 다른 유동형태를 나타내는 인공판막 때문으로 보고되고 있다. 인공판막의 판첨 (leaflet)에 의하여 혈류의 유동이 방해되어 고전단응력이 나타나는 영역이 나타나고, 이 고전단응력 영역을 지나는 혈액에 손상을 주어 혈액이 응고하여 혈전이 생기게 된다⁽¹⁾. 또한 판첨 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 활성화되어 혈전의 형성이 촉진된다⁽³⁾.

수력학적 성능이 우수하며 용혈현상 및 혈전 형성을 경감하기 위한 다양한 인공판막이 50여 년 전부터

100여 종이 개발되었지만, 지속적인 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 구분된다. 조직판막과 고분자판막은 내구성이 좋지 못하고 혈전생성의 문제점이 커서 단기간 내장용이나 심실 보조기에 주로 사용되고, 장기 내장용으로는 내구성이 뛰어난 기계식판막이 널리 사용되고 있다 (Fig. 2 참조).

기계식판막의 지지대 (ring) 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⁽⁵⁾. 현재 사용되는 기계식판막은 대부분 티타늄 지지대와 열분해 카본판으로 구성되어 있으며⁽⁶⁾⁻⁽⁸⁾, 경사판 형, 이엽식 등의 기계식판막들이 Bjork-Shiley, St. Jude Medical, Duromedics, Medtronic 등에서 제작되어 시판되고 있다⁽²⁾. 기계식 판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하고, 압력강하가 적은 수력학적 성능을 가지며 또 품질이 우수하여 장기간 내장용으로 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 혈전의 형성을 방지하기 위한 항응고제의 지속적인 복용, 지지대와 개폐판 사이의 역류로 인한 역류량의 증가, 혈류 제트의 형성과 이에 따른 용혈현상⁽⁹⁾, 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 상호관계하

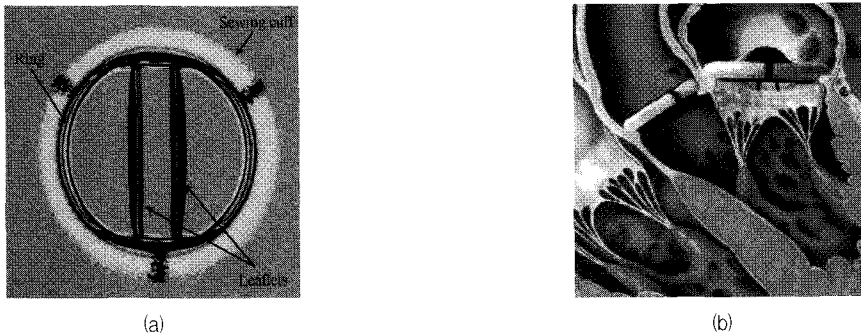


Fig. 1 (a) Components of Bileaflet mechanical heart valve (St. Jude Medical Valve)
(b) Side view of installed MHV in the aorta

는 판침의 거동과 관련된 것으로서, 이 문제점을 개선하고 성능을 향상시키기 위해서는 이들에 관한 자세한 많은 정보가 필요하다. 이에 관하여 많은 연구자들에 의해 지난 수십 년 간 다양한 연구가 수행되었는데 혈액의 층류 유동에 기초한 전산유체역학을 이용한 연구^{(10)~(12)}, 레이저 도플러 속도계 (LDA)나 유동 가시화 장치 등을 사용한 실험적인 연구^{(12)~(13)}등 이 대표적인 사례들이다. 그러나 심장에서 맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고, 기계식 판막에 대한 이들의 연구는 판침의 거동을 무시하거나 간단화하여 유체역학적 연구만을 수행하였으므로 실제 판막 주위의 유동을 정확히 해석하는 것이 불가능하였다. 이에 따라 본 연구에서는 판침의 거동과 혈액의 흐름을 함께 고려하여 혈액의 유체역학적인 측면과 판막의 구조역학적 거동을 함께 해석하였다. 본 연구에서는 비록 혈전 발생 문제를 가지고 있으나, 내구성성이 뛰어나 장기간 치환용으로 널리 사용되고 있는 St. Jude Medical 기계식 대동맥 판막을 모델로 하여 3차원, 맥동류에 대한 판침의 운동과 혈액유동의 상호작용을 수치해석 기법을 이용하여 연구하였다.

2. 해석 방법

심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판침의 개폐가 주기적으로 발생하므로 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 시간 평균화된 Navier-Stokes 방정식으로서, 곡선 좌표계에서 다음과 같이 나타낼 수 있다.

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

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

여기서 ρ 는 유체밀도, μ 는 점성계수이다. u_i 는 직교 속도성분, p 는 압력, t 는 시간이다. x_i 는 절대 좌표계, U_j 는 ξ^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-Lagrangian형태에서 격자속도를 나타낸다. J 는 좌표변환 Jacobian이다.

판침의 거동을 지배하는 구조역학적 방정식의 유한요소식은 다음과 같다

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

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

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

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

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

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

여기서 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 scheme을 이용하여 식 (5)를 풀면 시간 $(n-1)$ 에서 q , \dot{q} , \ddot{q} 의 기지의 값에 대하여 다음과

같이 나타낼 수 있다.

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

여기서 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.

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

한편, 식 (11)은 다음과 같은 형태 (perturbation form)로 표현할 수 있다.

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

식 (13)을 식 (14)에 적용하면 다음과 같이 된다.

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

여기서 $[IC]$ 는 영향계수⁽¹⁴⁾이며 $\{p\}'_b$ 는 유체-고체 경계에서의 압력이다. 식 (15)를 SIMPLEC 알고리즘에서 속도와 압력의 coupling에 사용되는 압력-속도결합방정식(pressure-velocity coupling equation)⁽¹⁴⁾의 압력구배항에 대입하면, 방정식은 유동변수에만 의존하게 된다. 사용된 방정식의 유도과정과 적용과정에 대한 내용은 Yang⁽¹⁴⁾과 Choi⁽¹⁵⁾에 자세히 기술되어 있다.

3. 결과

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

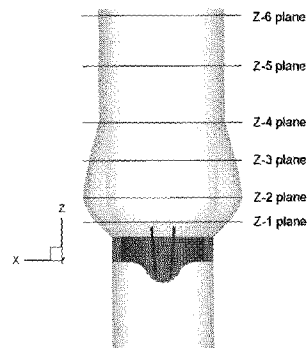
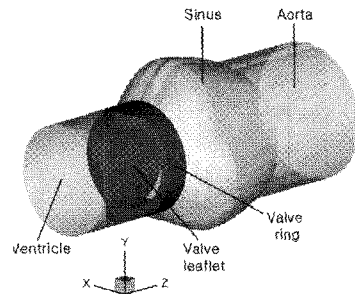
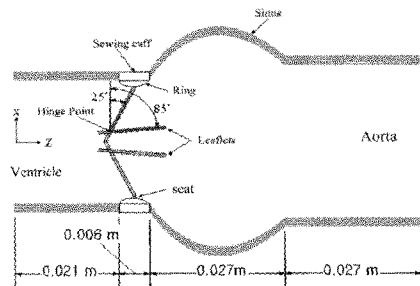


Fig. 2 Calculation Geometry
(a) Dimensions of the calculation geometry
(b) 3D geometry
(c) Front view and top view of the numerical calculation

혈액의 흐름은 맥동류, 층류, 비압축성, 뉴턴 유체로 가정하였으며, 혈액의 밀도는 $1,000 \text{ kg/m}^3$, 점성계수는 3.5 cp 로 가정하였다. 해석 모델로 사용된 St. Jude Medical Valve (SJMV)는 내부 직경 23.5 mm , 판첩의 두께 0.65 mm , 닫힘각 25° , 최대 열림각이 85° 이며, pyrolytic carbon으로 만들어진 이엽식 판막이다. 판막 후부의 Sinus of Valsalva의 형상과 후부 대동맥의 형상은 H. Reul, et al.⁽¹⁶⁾의 자료를 참조로 구성하였다 (Fig. 2 참조).

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 따라 측정된 압력 값이며, Fig. 3에 제시되어 있다⁽¹⁷⁾⁻⁽¹⁸⁾. 이때 심실의 박동수는 75 beat/min 이다. 대동맥 벽에서의 유체의 속도는 0 m/s 로 설정하였으며, 혈액과 판첩의 계면에서 유체의 속도는 판첩의 속도와 동일하게 설정하였다. 전체 계산 시간은 KISTI supercomputing center SMP system (CPU: Alpha EV6.7 667 MHz, Memory: 4 Gbyte)에서 한 주기의 계산에 약 150시간이 소요되었다.

시간에 따른 심실 박출 유량의 변화를 Fig. 4에 나

타내었고, 판첩의 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 최대유량(g)에 이르고 (가속기), 심실이 팽창하면서 서서히 유량이 감소하여 (감속기), 판첩이 닫히기 시작하는 시점부터는 심실로의 역류가 발생하는 것을 볼 수 있다. 판첩이 완전히 닫힌 후에는 닫힘역류가 미소하게 존재하는 것을 볼 수 있다.

Fig. 5의 판첩의 거동을 보면 심실이 수축하면서 판첩이 서서히 열리기 시작하여 0.05초에 이르러 최대 열림각 85° 에 도달한다. 완전히 열린 이후 닫히기 시작하는 0.197초까지 플러터링 (fluttering) 현상이 관찰되거나 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 0.197초이므로, 역압력이 형성되고 닫히기 시작하는 시점까지 약 0.1초의 시간 지연이 있음을 알 수 있다. 0.197초부터 매우 서서히 닫히는 과정을 시작하여 급격하게 닫히는 과정을 수행하게 된다. Fig. 6에 나타난 판첩 끝단의 속도를 보면 열리는 과정에 비하여 닫히는 과정의 후반부는 1.84 m/s 로

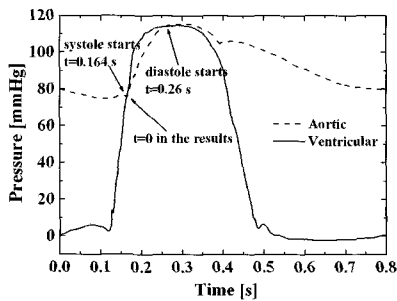


Fig. 3 Transient ventricular and aortic pressure waveforms at the boundaries

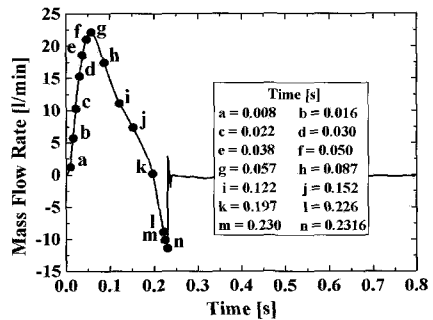


Fig. 4 Transient flow rate

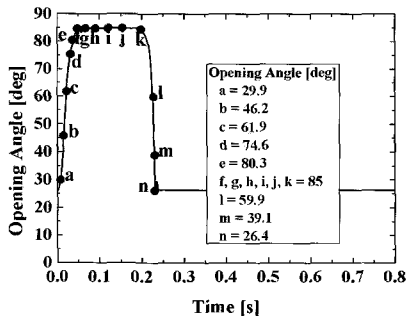


Fig. 5 Transient leaflet opening angle

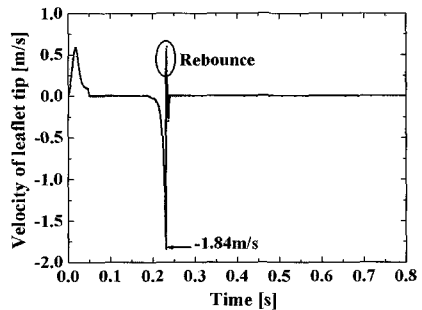


Fig. 6 Velocity of leaflet tip

약 3배 빠르게 진행되는 것을 알 수 있다. 따라서 급격하게 닫히는 마지막 단계에서 관점의 거동이 매우 빠르게 판막의 뒤편에 공동현상이 발생할 가능성이 클 것으로 예상된다. 또한 완전히 닫히는 순간에 관점의 전후의 갑작스런 큰 압력차로 인하여 관점의 되튐현상(rebound)이 관찰된다. Figs. 4와 5의 그림에 표시된 영문자는 이후 결과를 나타낸 위치를 표시하고 있다. 관점의 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.

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

Fig. 8에 나타낸 시간에 따른 전단력을 보면 모든 시간단계에서 관점 주위에 큰 전단력이 나타나는 것을

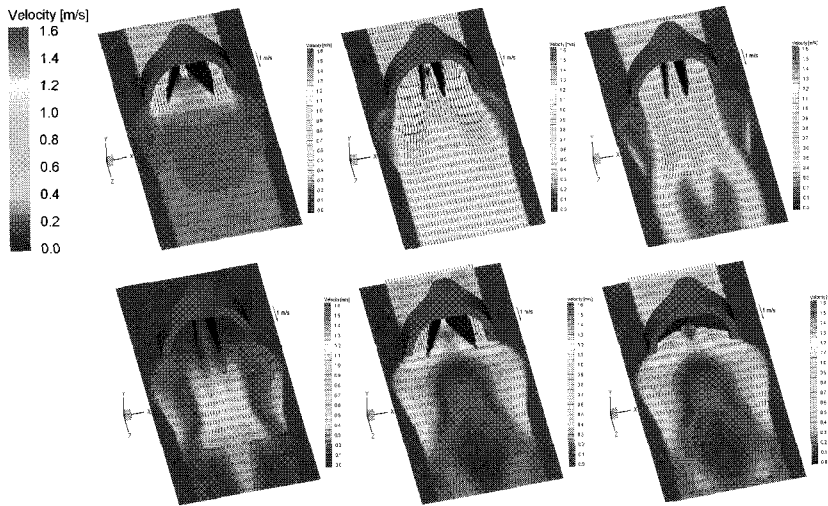


Fig. 7 Transient velocity vector profiles at Y-center plane (time position: c, g, l, k, l, n ; from left to right and top to bottom)

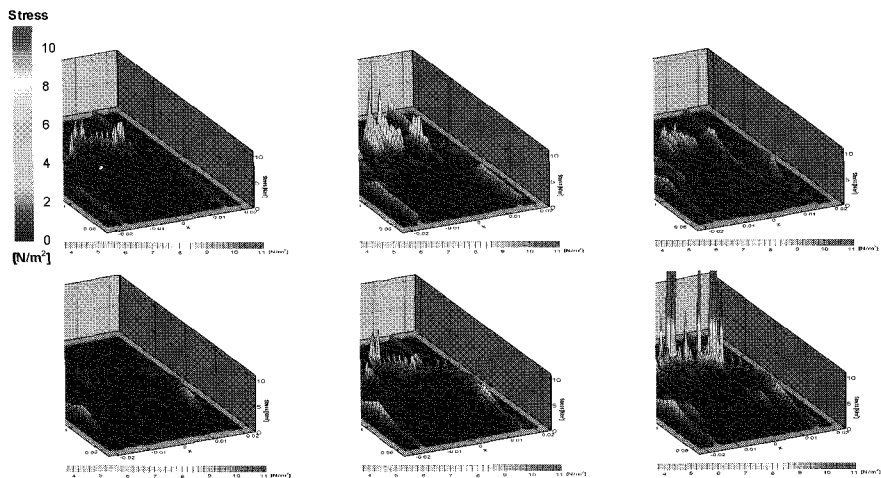


Fig. 8 Transient shear stress distributions at Y-center plane (time position: c, g, l, k, l, n ; from left to right and top to bottom)

볼 수 있다. 특히, 판침의 전단면 (심실 측)에서 상대적으로 큰 전단력이 관찰되었다. 각 시간단계의 전단력을 보면 닫히기 직전 단계 (n)에서 매우 큰 전단력이 관찰된다.

적혈구 (Red Blood Cells : RBCs) 손상의 정도는 혈구에 작용하는 전단응력 (τ_{ij})의 크기와 전단응력장에의 노출 시간 (t_{exp})의 함수이다. RBCs로부터 분리되는 Hb (Hemoglobin)을 위해 Giersiepen et al.(19)이 제안한 경험 모델은 다음과 같다.

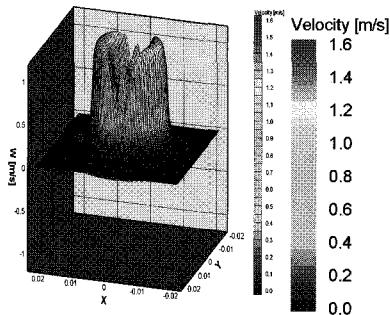
$$\frac{\Delta Hb}{Hb} (\%) = 3.62 \times 10^{-5} t_{exp}^{0.785} \tau_{ij}^{2.416} \quad (16)$$

이 방정식은 적혈구 손상의 정도는 전단력뿐 아니라 전단력장에의 노출 시간에도 의존하게 됨을 보여주고 있다. 따라서 혈액손상의 관점에서 보면 전단응력이 크고 노출 시간이 짧은 닫히기 직전보다는 전단응력이 최대로 아니지만 다른 구간에 비하여 상대적으로 노출 시간이 긴, 판침이 완전히 열린 구간에서의 혈액

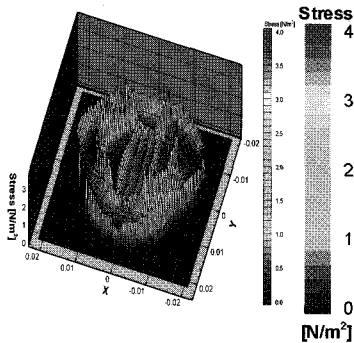
손상이 클 것이므로 판침이 완전히 열린 구간에서의 혈액손상의 정도가 중요함을 알 수 있다. 판침이 완전히 열린 상태에서 판침의 전단에서의 전단응력이 $10.7 N/m^2$ 정도로 계산되었다. Giersiepen et al.(19)에 따르면 혈구의 손상의 경험적 수준은 1~10 msec 동안 $200 \sim 400 N/m^2$ 의 전단응력장에 노출되었을 때 발생한다고 하였으므로 현재의 전단응력장의 수준으로는 혈구의 손상이 발생하지 않을 것으로 예측된다.

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 Figs. 10과 11에 Z-1 plane의 수평 중심선에서의 시간에 따른 속도분포와 전단력분포를 나타내었다.

현재의 계산 결과는 실험결과와 자세하게 비교할 수는 없으나 생체 외 실험을 수행한 결과 (Lee et al.(20))로부터 얻어진 유동장 및 전단응력장을 비교해본 결과, 최대 전단응력 값에는 미소한 차이가 있으나 전체적인 유동장 및 전단응력장이 유사하였다.



(a) Axial velocity contour



(b) Shear stress contour

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

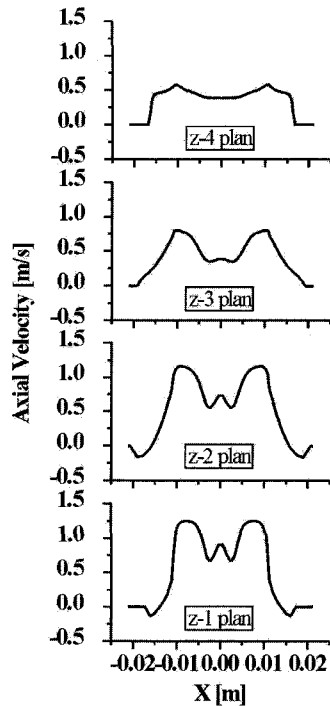


Fig. 10 Transient velocity vector profiles in horizontal center line of Z-1 plane (7 mm downstream from valve ring)

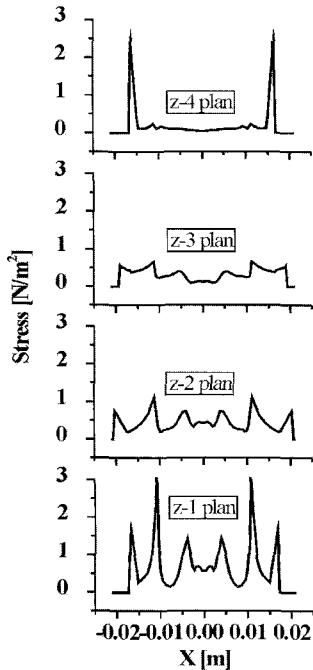


Fig. 11 Transient shear stress contour in horizontal center line of Z-1 plane (7 mm downstream from valve ring)

4. 결론

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

계산결과, 판침이 닫히는 과정은 초기에는 매우 느리게 진행되다가 시간이 지나면서 급격하게 닫히는 경향이 발견되었으며, 열리는 과정에 비하여 3배 이상 빠르게 진행되므로 판침의 후부에 저압이 형성되어 공동현상이 발생할 우려가 있음을 알 수 있었다. 판침이 완전히 열린상태에서 약간의 플러터링(fluttering) 현상이 관찰되었으며, 완전히 닫히기 직전에 판침 전후의 급격한 압력변화로 인하여 판침의 되튐(rebound)

현상이 관찰되었다. 심실압과 대동맥압의 역전현상이 발생하는 시점과 판침의 닫히기 시작하는 시점 사이에는 약간의 시간지연 현상이 관찰되었다. 혈액손상의 주 원인인 전단력은 모든 시간단계에서 판침의 전단부에서 크게 나타났으며, 최대유량 시에 큰 전단력과 긴 노출시간을 가졌다. 따라서 완전히 열린 상태에서의 전단응력의 분포가 혈액손상에 중요한 영향을 미칠 것으로 판단된다. 또한 완전히 닫히는 순간에 판침의 후부에 나타나는 저압영역이 혈액손상에 기여할 것으로 판단된다. 판막이 닫히는 과정에서 단협역류로 인하여 혈액유동이 판침의 힌지, 판침 끝, 그리고 링 사이를 씻어내는 효과가 있어 울혈 발생과 혈전 생성을 억제할 것으로 예상된다.

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

후 기

본 연구는 2003년 한국과학재단의 지원 [R05-2002-000-00990-0(2003)]에 의하여 수행되었으며 이에 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Yoganathan, A. P., Corcoran, W. H., Harrison, E. C. and Cari, J. R., 1978, "The Bjork-Shiley Aortic Prosthesis : Flow Characteristics, Thrombus Formation and Tissue Overgrowth", *Circulation*, Vol. 58, pp. 70~76
- (2) Yoganathan, A. P., Sung, H. S., Woo, Y. R. and Jones, M., 1988, "In Vitro Velocity and Turbulent Measurements in the Vicinity of Three New Mechanical Aortic Heart Value Prosthesis", *J. of Thoracic Cardiovasc. Surg.*, Vol. 95, pp. 929~939
- (3) Baldwin, J. T., Tarbell, J. M., Deutsch, S. and Gaselowitz, D. B., 1989, "Mean Velocity Pattern within a Ventricular Assist Device", *ASAIO*, Vol. 35, pp. 429~433
- (4) Black, M. M., Drury, P. J. and Tindale, W. B., 1983, "Twenty-five Years of Heart Valve

- Substitutes : a Review", J. of the Royal Society of Medicine, Vol. 76, pp. 667~680
- (5) Starr, A. and Edwards, M. L., 1961, "Mitral Replacement Clinical Experience with a Ball-valve Prosthesis", Ann. Surg., Vol. 154, pp. 726~740
- (6) Bjork, V. O., 1969, "A New Tilting Disc Valve Prosthesis", Scand. J. of Thoracic Cardiovasc. Surg., Vol. 3, pp. 1~10
- (7) Bjork, V. O. and Henze, A., 1979, "Ten Years Experience with the Bjork-Shiley Tilting Disc Valve", J. Thoracic Cardiovasc. Surg., Vol. 78, pp. 331
- (8) Shim, H. and Lenker, J. A., 1988, "Heart Valve Prostheses, In Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation," John Wiley and Sons, pp. 1457~1474
- (9) Pantalos, G. M., Everett, S. D., Mohammad, S. F., Burns, G. L., Solen K. A., Reynolds, L. O. and Olsen, D. B., 1990, "Quantification of Perivalvular Thrombus Formation in Blood Pumps by Coordinate Mapping", Artificial Organs, Vol. 14(5), pp. 348~354
- (10) King, M. J., Corden, J., David, T. and Fisher, J., 1996, "A Three-dimensional, Time-dependent Analysis of Flow through a Bileaflet Mechanical Heart Valve: Comparison of Experiment and Numerical Results", J. Biomechanics, Vol. 29, No. 5, pp. 609~619
- (11) King, M. J., David, T., and Fisher, J., 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
- (12) Krafczyk, M., Cerrolaza, M., Schulz, M., Rank and E., 1998, "Analysis of 3D Transient Blood Flow Passing through an Artificial Aortic Valve by Lattice-Boltzmann Methods", J. of Bio-mechanics, Vol. 31, pp. 453~462
- (13) 이계한, 서종천, 1998, "인공판막 후부 공동부가 판막의 수력학적 성능에 미치는 영향", 의공학회지, Vol. 19, No. 3, pp. 297~303
- (14) Yang, H. Q. and Makhijani, V. B., 1994, "A Strongly Coupled Pressure-based CFD Algorithm for Fluid-structure Interaction", Proceeding of 32nd Aerospace Sciences Meeting and Exhibition, Reno, NV, AIAA-94-0719
- (15) Choi, C. R., 2003, "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
- (16) Reul, H., et al. 1990, "Technical Note", J. of Biomechanics, Vol. 23, pp. 181~191
- (17) Thubrikar M. J., Selim G, Robicsek F and Fowler B, 1996, "Effect of the Sinus Geometry on the Dynamics of Bioprosthetic Heart Valves (Abstract)", Ann. Biomed. Eng., Vol. 24 S3
- (18) Thubrikar M. J., Selim G, Robicsek F and 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, 10 November
- (19) Giersiepen, M., Wurzinger, L. J., Opitz, R. and Reul, H., 1984, "Estimation of Shear Stress Related Blood Damage in Heart Valve Prostheses in Vitro Comparison of 25mm Aortic Valves," Int. J. of Artificial Organs, Vol. 13, No. 5, pp. 300~306
- (20) Lee, S. C. and Chandran, K. B., 1995, "Numerical Simulation of Instantaneous Backflow through Central Clearance of Mechanical Heart Valve," Med. Bio. Eng. Comp., Vol. 33. p. 257