

## 기계식 二葉심장밸브의 동적거동 해석

천 길 정

= Abstract =

### Dynamic Behavior Analysis of Mechanical Bileaflet Heart Valve Prosthesis

Gill Jeong, Cheon

In this paper, fluttering behavior of mechanical bileaflet heart valve prosthesis was analyzed taking into consideration of the impact between valve plate and stopper. Vibration system of the valve was modeled as a rotating system, and equations are induced by moment equilibrium equations. Lift force, drag force, gravity and buoyancy were considered as external forces acting on the valve plate/ The 4th order Runge-Kutta method was used to solve the equations.

Valve plate does not come to the static equilibrium position at a stretch, but come to that position after under damping vibration. Damping ratio increases as the cardiac output increases, and the mean damping ratio is in the range of 0.16~40.25.

Fluttering frequency does not have any specific value, but varies as a function of time. It is in the range of 10~40Hz.

Valve opening appears to be affected by the orientation of the of the valve relative to gravitational forces.

### 1. 서 론

인공 심장밸브(HVP:Heart Valve Prostheses)는 1950년대에 처음 개발되어 임상에 사용된 이래 다양한 원리와 형태로 개발되어 왔다. 현재 심장밸브의 주된 연구분야는 수력학적(혈류역학적) 특성의

개선, 내구성의 향상, 점유체적의 감소(주로 밸브의 높이), 항혈전성(antithrombosis)의 향상 및 석회화(calcification)방지 대책 등이다[1][2].그중에서도 수력학적 특성은 밸브의 항혈전성 및 석회침착화와 깊은 관계가 있으며, 역류(regurgitation) 및 봉합선(suture crevice)에서의 용혈에도 직접적인 영향을 미치므로 그에 대하여 많은 연구가 수행되어 왔다. 밸브의 수력학적 특성으로는 역류량, 밸브판 주위에서의 유속분포, 에너지 손실, 박리(separation), 정체(stagnation) 및 밸브판 자체의 거동 특성 등이 있다.

〈접수 : 1991년 10월 24일〉  
원광대학교 공과대학 기계공학과  
Dept. of Mechanical Eng. Won-Kwang Univ.,

심장밸브는 일종의 체크밸브로서 유동관로내에서 고정된 자세로 있지 않고 시간에 따라 그 자세가 변하므로, 유동이 그에 따라 달라지고 또한 밸브판의 거동 역시 유동에 의해 영향을 받으므로 유동과 밸브판의 거동은 동시에 고려되어야만 한다. 그런데 밸브의 수력학적 특성해석에 관한 많은 논문들이 주로 밸브판이 완전히 열려 있는 상태에서의 정적인 유동해석만을 대상으로 하여왔고, 밸브판 자체의 동적거동을 고려한 논문은 많지 않다. 그중 Sikarskie, Mazumda 등은 밸브의 동적거동해석에 의해 밸브가 닫힐 때 발생하는 2차 밸브음향을 해석하였고[3][4], Hung, Peskin 등은 티슈밸브판의 시간에 따른 위치를 해석하였으며[5][6], Reif 등은 일엽밸브(mono-leaflet)판의 시간에 따른 위치를 해석하였다[7].

그러나 이상의 연구들은 심실수축기에 밸브판이 최대로 열린 상태에서 진동하게 되는 플러터링(fluttering)을 전혀 고려하지 않고 있어 결과적으로 밸브의 거동이 과도감쇠(over-damped) 진동을 하는 것으로 해석하여, 실제 생체내에서의 밸브판의 거동 특성을 정확히 묘사하지 못하고 있다. 따라서 Prabhu 등은 양력(lift force)의 개념을 도입하여 플러터링 진동의 해석을 시도하였으나 밸브판의 굽힘고유진동수나 비틀림고유진동수가  $10^3$  단위로써 생체내에서 측정되는 진동수와는 너무 차이가 많아, 밸브판의 진동은 밸브판 후부에서의 보텍스 쉼딩(vortex shedding)에 의한 것일거라고 추정하였다[8]. 이에 대해 Reif 등은 밸브판을 2차의 회전계로 고려한 해석에 의해 밸브판의 회전고유 진동수가 밸브판 플러터링의 주된 인자임을 밝혔다[9]. 그들은 해석에 있어서 밸브판이 정지핀(stopper)에 의해 그 최대 열림각(maximal opening angle)이 제한을 받는 물리적인 현상을 고려치 않고 밸브판이 무한 각도로 회전한다고 가정하였으며 유량도 단위 입력(step input)으로 고려하여 얻은 결과를 이용하여 고유진동수를 구하였다. 그러나 밸브판의 실제거동은 정지핀에 의해 제한을 받게 되므로 최대열림각 이후에서의 밸브판의 거동은 그 의미를 상실하게 되고 유량도 단위입력이

아닌 정현파에 가까우므로 결과적으로 최대열림각을 고려하지 않은 해석 결과를 이용하여 구한 고유진동수는 실질적인 값이라고 볼 수 없다.

따라서 본 논문에서는 밸브판의 거동을 2차의 회전계로 간주하고, 양력 및 끌림력(drag force)을 구하는데 있어 Reif 등이 구한 것과 동일한 결과를 이용하되, 정지핀에 의해 그 최대열림각이 제한을 받는 물리적 사실을 고려하고 밸브를 통과하는 유량도 단위 입력이 아닌 정현파(sine wave)로 간주하여 밸브판의 동적거동을 해석하였다. 해석대상의 밸브 모델로는 각종 수치들을 쉽게 이용하고, 정지핀의 유무에 의한 거동특성 비교를 용이하게 하기 위해 Reif 등이 이용한 것과 동일한 Carbo Medics 29mm 2엽 밸브를 선정하였다.

## 2. 본 론

### 2.1 모델링 및 운동방정식

해석의 편의상 2엽 밸브의 경우 두 밸브판의 거동을 대칭인 것으로 가정하여 하나의 밸브판만을 고려하면 그 자유물체도는 그림 1과 같다. 밸브판은 힌지점에 의해 그 직선운동만이 억제되고 회전은 자유로우므로 힌지점에서의 마찰모멘트는 무시한다. 작용되는 힘들은 힌지점 반력  $R_x$ ,  $R_y$ , 양력  $L$ , 끌림력  $D$  및 부력의 영향을 고려한 등가중력  $m_g$  등이다.

그림 1의 자유물체도에 대하여 초기에 정지된 밸브판이 완전히 닫혀 있을 때의 경사각을  $\theta_0$ 라 하고 힌지점 0에 대한 모멘트 평형 조건으로부터 회전각  $\theta$ 에 대해 회전 운동방정식을 세우면 다음과 같다[10].

$$\frac{d^2\theta}{dt^2} = \frac{1}{I_0}(M_L + M + M_G) \quad (1)$$

$$\theta(0) = \theta_0 \quad (2)$$

$$\frac{d\theta}{dt}(0) = 0 \quad (3)$$

여기에서  $I_0$ 는 힌지점 0에 대한 질량관성모멘트이고

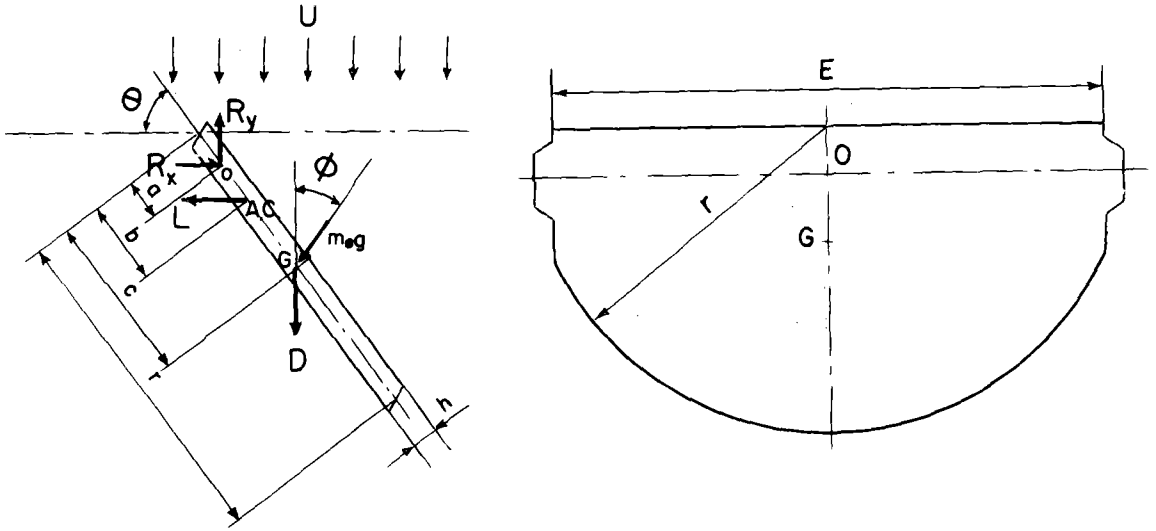


그림 1 밸브판의 자유 물체도

Fig. 1 Freebody diagram of one of the leaflets

- U: 자유 유속, m/sec       $\theta$ : 경사각 rad  
 O: 흰 지점                      D: 끌림력, N  
 A.C.: 양력 중심                L: 양력, N  
 G: 무게 중심                     $m_e$ : 밸브판의 등가 질량, kg  
 r: 밸브판의 반경, m         g: 중력 가속도, m/sec<sup>2</sup>  
 $\phi$ : 중력 작용각, rad         h: 밸브판의 두께, m

- $R_x, R_y$ : 흰 지점 반력, N  
 a: 선단과 흰 지점 사이의 거리, m  
 b: 선단과 양력중심 사이의 거리, m  
 c: 선단과 무게중심 사이의 거리, m

$M_L, M_D, M_G$ 는 각각 양력, 끌림력 및 등가 중력에 의한 모멘트이며 다음과 같은 식으로 표시된다.

$$M_L = L(b-a) \sin \theta \quad (4)$$

$$M_D = D(c-a) \cos \theta \quad (5)$$

$$M_G = m_e g(c-a) \cos(\theta - \phi) \quad (6)$$

$\rho$ 를 유체의 밀도, U를 자유유속,  $C_L, C_D$ 를 각각 양력계수 및 끌림계수라 하고  $A_L, A_D$ 를 각각 등가 양력면적 및 등가 끌림면적이라 하면 양력과 끌림력은 각각 다음과 같이 표시된다[11].

$$L = \frac{1}{2} \rho U^2 A_L C_L \quad (7)$$

$$D = \frac{1}{2} \rho U^2 A_D C_D \quad (8)$$

양력은 선단(leading edge)으로부터 길이의 1/4 지점에 작용한다는 조건에 의해[11], 밸브판을 미

소폭의 직사각형 요소로 나눈 후 적분하여 선단으로부터 양력중심 A.C까지의 거리 b와  $A_L$ 을 구한다.  $A_D$ 는 밸브판의 투영 면적이다[9]. 양력 계수  $C_L$ 과 끌림계수  $C_D$ 는 실속(stall)조건을 고려하면 다음과 같이 결정된다.

$$C_L = \begin{cases} 0 & \theta < 60^\circ \\ 2\pi \cos \theta & \theta \geq 60^\circ \end{cases} \quad (9)$$

$$C_D = \begin{cases} C_{Ds} & \theta < 60^\circ \\ C_{Lo} + C_L^2 / A_{Lo} & \theta \geq 60^\circ \end{cases} \quad (10)$$

이때의 계수  $C_{Ds}, C_{Lo}, A_{Lo}$  등은 실험적으로 결정되는 상수이며 표1에서와 같다[7]. 속도 U는 유량이 정현파적 거동을 한다고 가정하여 다음과 같

이 결정한다.

$$U = Q / A \quad (11)$$

$$Q = Q_{\max} \sin\left(\frac{\pi}{T_s}t\right) \quad (12)$$

여기에서 A는 밸브오리피스 면적이고  $Q_{\max}$ 는 순간최대 유량이며  $T_s$ 는 심실 수축기간(systolic ejection period)이다. 역류량을 무시하고 식(12)를 적분하면  $Q_{\max}$ 와 박출량(cardiac output)  $\bar{Q}$  사이의 관계가 다음과 같이 결정된다[7].

$$Q = \frac{2T_s}{\pi T_c} Q_{\max} \quad (13)$$

여기에서  $T_c$ 는 1주기시간(cyclic time)이다.

한편 부력을 고려한 등가 질량은 다음과 같이 표시된다.

$$m_e = A_v h (\rho_0 - \rho) \quad (14)$$

여기에서  $A_v$ 는 밸브판의 면적, h는 밸브판의 두께,  $\rho_0$ 는 밸브판의 밀도이다.

밸브판이 설계된 최대 각도로 열렸을 때 정지편에 충격적으로 부딪히게 되며, 이들은 완전소성체가 아니기 때문에 밸브판은 극히 미소한 순간 동안에 정지편으로부터 떨어져 나가게 된다. 밸브판과 정지편 사이의 반발계수를 e로 하고 밸브판의 충돌전후의 회전속도를 각각  $\omega_1$ ,  $\omega_2$ 라 하면 다음과 같은 관계식이 성립한다[10].

$$\omega_2 = -e \omega_1 \quad (15)$$

## 2.2 결과 및 고찰

제반 상수값으로는 표1에 표시되어 있는 값들을 이용하고 [7][9], 4차의 Runge-Kutta 방법을 이용하여 앞의 방정식을 풀었다[12]. 시간 간격은  $\Delta t = 0.001\text{sec}$ 로 하였고 박출량 Q는 한쪽 밸브판을 통과하는 유량을 기준으로 1~6 l/min의 범위로 하였다.

그림2는 유속의 방향과 중력의 방향이 동일한 경우로서 수직자세에서의 mitral valve의 경우에 해당하며 시간에 따른 밸브판 경사각의 변화를 나타내고 있다. 정지 상태에서 열리기 시작하여 약

0.04sec 후에 최대로 열린 후 정지편에 부딪혀 약간 닫히다가 유체의 힘에 의하여 다시 열리는 폴러터링 진동 현상을 보여주고 있다. 밸브판 진동계는 감쇠진동을 하고 있으며 그로 인해 일정시간 경과 후 최대열림각 부근에서 평형을 유지함을 알 수 있다. 또한 한 주기의 진동에 소요되는 시간이 일정하지 않고 시간이 갈수록 줄어들어, 시스템의

표 1 제반 유체상수 및 밸브의 제원

Table 1 Various fluid properties and valve dimensions

Parameter	Value
a	0.0027m
$A_{LO}$	19.6
$C_{DS}$	1.03
$C_{LO}$	0.353
e	0.5
E	0.0216m
h	0.0009m
r	0.0152m
$T_c$	1 sec
$T_s$	0.4 sec
$\theta_0$	25°
$\theta_{\max}$	80°
$\rho$	1060kg/m <sup>3</sup>
$\rho_0$	2480kg/m <sup>3</sup>

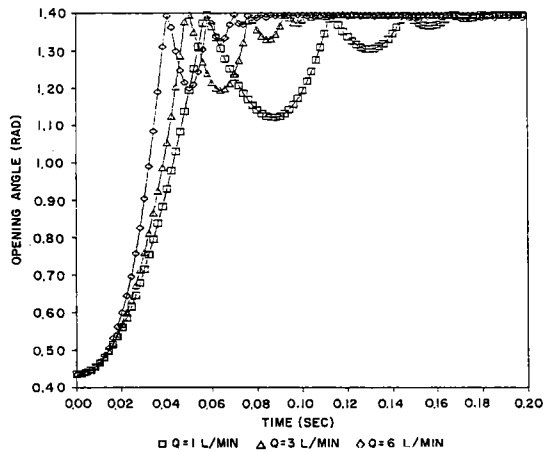


그림 2  $\phi=0^\circ$  인 경우의 밸브판의 시간에 따른 열림각  
Fig. 2 Opening angle as a function of time for  $\phi=0^\circ$

감쇠계수가 점차 줄어들음을 알 수 있고 따라서 밸브판 진동계의 고유진동수는 특정한 값으로 결정할 수 없고 일정 범위로서만이 정의할 수 있다.

유량이 증가할수록 밸브판이 열리는 속도가 증가하여 최대열림각에서의 정적평형에 도달하는 시간도 빨라짐을 알 수 있다. 이는 유량이 증가함에 따라 유체가 밸브판을 열리게 하는 경향이 증대하므로 밸브판의 각속도가 증가하고, 또한 정지핀으로부터 튀겨 나오는 밸브판을 도로 열리게 하는 모멘트가 크므로 밸브판이 급속히 정적평형 상태에 도달하는 것으로 판단된다. 즉 밸브판 진동계에서의 감쇠력은 바로 진행방향으로의 유동에 의한 모멘트에 의해 발생되며, 이는 유량이 증가할수록 크게됨을 알 수 있다.

초기 4회의 진동에 대한 지수감쇠를 계산하면 [13], 감쇠비는  $Q=1$  L/min일 때 대략 0.195-0.162의 범위를 가지고  $\bar{Q}=6$  L/min일 때 대략 0.245-0.172의 범위를 가지는 경감쇠(under damping)임을 알 수 있다. 또한 초기 4회의 진동에 대한 평균 고유진동수는  $\bar{Q}=1$  L/min일 때 대략 22회이고  $\bar{Q}=6$  L/min일 때 약 38회로서, 고유진동수가 유량에 따라서도 달라지며 이는 실험에 의한 결과와도 잘 일치함을 알 수 있다[14].

그림3은 유속의 방향과 중력의 방향이 수직한 경우로서, 누워있는 자세에서의 aortic valve 및 mitral valve의 경우에 해당한다. 이 경우에도 유량이 증가함에 따라 밸브판이 열리는 속도가 빨라지고 있으며 정적평형상태에 도달하는 시간도 줄어들음을 알 수 있다. 그러나 밸브판이 최초로 정지핀에 부딪히기까지의 시간은 그림2의 경우에서와는 달리 유량에 따라 현저한 차이가 있으며, 이는 중력이 유속과 수직방향으로 작용하므로 밸브판의 열림은 주로 유체의 유동에 의해 좌우되기 때문인 것으로 판단된다. 평균 고유진동수는 그림2의 경우에 비해 줄어들고 있다.

그림4는 유속의 방향과 중력의 방향이 서로 반대되는 경우로서, 수직자세에서의 aortic valve의 경우에 해당한다. 그림에서 알 수 있는 바와같이 밸브판은 즉시 열리지 않고 일정시간 경과 후에야

열리기 시작하고, 또한 밸브판이 최초로 최대각도까지 열리는 데 걸리는 시간이 다른 경우에 비해 훨씬 길며 이러한 경향은 유량이 적을수록 현저하다. 중력이 유동과 반대방향이므로 중력은 밸브판을 닫히게 하는 역할을 하며, 이는 특히 운동 초기

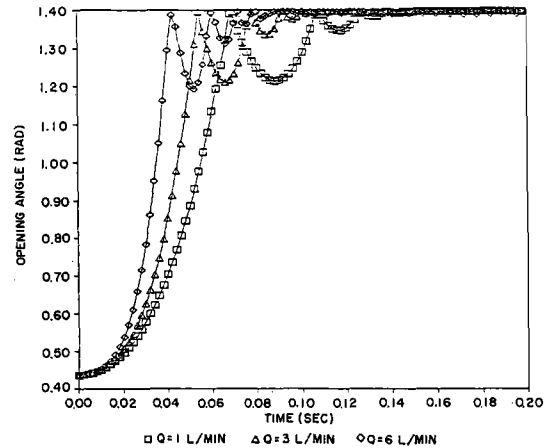


그림 3  $\phi=90^\circ$  인 경우의 밸브판의 시간에 따른 열림각  
Fig. 3 Opening angle as a function of time for  $\phi=90^\circ$

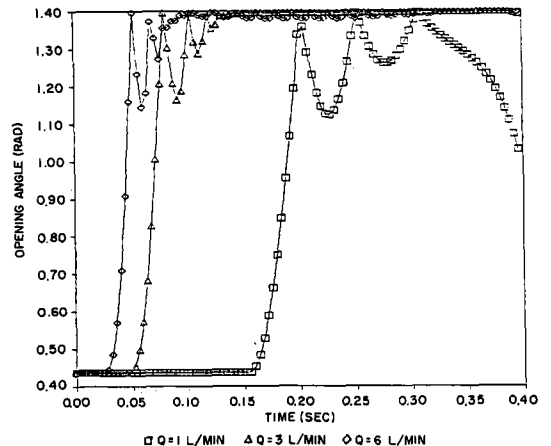


그림 4  $\phi=180^\circ$  인 경우의 밸브판의 시간에 따른 열림각  
Fig. 4 Opening angle as a function of time for  $\phi=180^\circ$

에 유동에 의한 영향을 증가하기 때문인 것으로 판단된다.

$\bar{Q}=1L/min$ 인 경우에서와 같이 유량이 극히 적

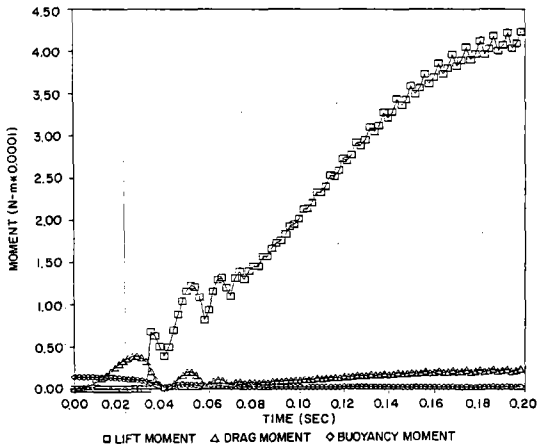


그림 5  $\bar{Q}=6L/min, \phi=0^\circ$  인 경우의 시간에 따른 각 모멘트 성분

Fig. 5 Moment terms as a function of time for  $\bar{Q}=6L/min, \phi=0^\circ$

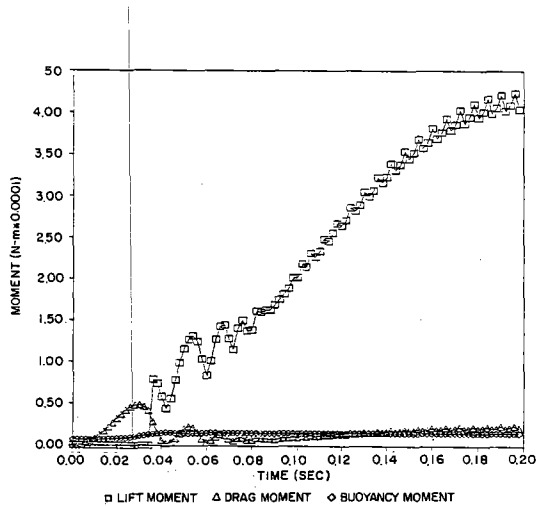


그림 6  $\bar{Q}=6L/min, \phi=90^\circ$  인 경우의 시간에 따른 각 모멘트 성분

Fig. 6 Moment terms as a function of time for  $\bar{Q}=6L/min, \phi=90^\circ$

은 경우에는 약2회의 진동 후 정적평형상태를 유지하는 기간없이 바로 밸브가 닫히기 시작함을 보이고 있어, 중력과 유속의 상대적 방향에 따라 밸브판의 거동이 많은 변화를 가짐을 알 수 있다.

그림5 와 그림6 및 그림7은  $\bar{Q}=6L/min$ 이고 유속과 중력 사이의 상대각도가 각각  $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$  인 경우의 양력에 의한 모멘트, 끌림에 의한 모멘트 및 등가중력에 의한 모멘트를 보여주고 있다.

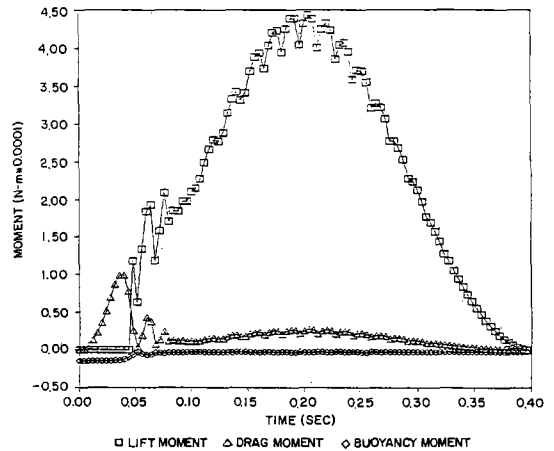


그림 7  $\bar{Q}=6L/min, \phi=180^\circ$  인 경우의 시간에 따른 각 모멘트 성분

Fig. 7 Moment terms as a function of time for  $\bar{Q}=6L/min, \phi=180^\circ$

어느 경우에서나 양력에 의한 모멘트는 스톨조건 이전의 열림각도에서는 '0'이고, 그 후에는 급속히 증가하여 다른 두가지 모멘트에 비해 그 크기가 훨씬 더 커서 밸브판의 거동에 주도적인 영향을 미친다. 끌림에 의한 모멘트와 등가중력에 의한 모멘트는 스톨조건에 관계없이 존재하나, 양력에 의한 모멘트에 비해 변화가 매우 적고 그 크기도 현저히 작아, 밸브의 거동에 미치는 영향이 극히 적을 것으로 판단된다.

### 3. 결 론

심실수축 초기에서의 밸브판의 플러터링 진동

거동을 해석하기 위하여 Carbo Medics 29mm 밸브를 대상으로 밸브판이 힌지점에 고정된 회전운동을 하는 것으로 모델링하였다. 모멘트 평형 방정식에 의해 얻어진 운동방정식을 밸브판이 최대 열림 각까지 열렸을 때 정지편에 부딪혀 튕겨 나온다는 가정을 경계조건으로 하여 풀었다.

그 결과 유동관로 내에서의 체크밸브의 플러터링 진동은 하나의 특정한 고유진동수 값을 갖지 않고 유량과 증력방향에 대한 상대적 자세에 따라 변화하는 것임을 밝혔다. 유량이 증가함에 따라 밸브 열림속도가 빨라지며 최대 열림각에서의 정적 평형상태에 보다 빨리 도달한다.

자세변화에 따른 유속방향과 증력방향의 변화가 밸브의 거동에 미치는 영향은 현저하다. 두 방향이 동일한 경우에 비해 그들 사이의 각도가 증가할수록 밸브가 최초로 완전히 열리는데 걸리는 시간이 길어진다. 특히 유속방향과 증력방향이 반대인 경우에는 유량에 관계없이 일정시간 경과 후에야 밸브가 열리기 시작하며, 유량이 매우 적을 때에는 완전히 열린 상태를 유지하는 기간없이 바로 밸브가 닫히기 시작한다.

밸브판과 정지편의 충격 접촉을 고려한 이상의 연구 결과는, 앞으로 정지편과 밸브판의 충격에 의해서 봉합 부위에 작용되는 반력을 최소화할 수 있는 밸브 기구의 설계에 이용될 수 있을 것으로 판단된다.

### 참 고 문 헌

- 1) F.J.Schoen, J.L.Titus, G.M.Lawrie, "Bioengineering Aspects of Heart Valve Replacement", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.10, pp. 97~128, 1982.
- 2) A.Unsworth, P.J.Drury, "Heart valve Engineering", MEP press, 1986.
- 3) D.L.Sikarskie, P.D.Stein, M.Vable, "A Mathematical Model of Aortic Valve Vibration", *J.of Biomechanics*, Vol.17, No.11, pp.831~837,

1984.

- 4) J.Mazumdar, D.W.Knight, "A Mathematical Study of Semilunar Valve Vibration", *J.of Biomechanics*, Vol.17, No.8, pp.639~641, 1984.
- 5) T.K.Hung, G.B.Schuessler, "An Analysis of the Hemodynamics of the Opening of Aortic Valves", *J.of Biomechanics*, Vol.10, pp.597~606, 1977.
- 6) C.S.Peskin, "Flow Pattern Around Heart Valves: A Numerical Method", *J.of Computational Physics*, Vol.10, pp.252~271, 1972.
- 7) T.H.Reif, et al, "Estimation of the Abrasive Wear Coefficient in Lillehei-Kaster Cardiac Valve Prostheses", *J.of Biomechanics*, Vol.19, No.2, pp.93~101, 1986.
- 8) A.A.Prabhu, N.H.C.Hwang, "Dynamic Analysis of Flutter in Disk Type Mechanical Heart Valve Prostheses", *J of Biomechanics*, Vol.21, No.7, pp.585~590, 1988.
- 9) T.H.Reif, T.J.Schulte, N.C.H.Hwang, "Estimation of the Rotational Undamped Natural Frequency of Bileaflet Cardiac Valve Prostheses", *ASME J.of Biomechanical Engineering*, Vol. 112, Aug, pp.327~332, 1990.
- 10) F.P.Beer, E.R.Johnston : *Vector Mechanics for Engineers : Dynamics*, 2nd ed. McGraw-Hill, 1990.
- 11) R.D.Blevins : *Flow-Induced Vibration*, 2nd ed, Van Nostrand Reinhold, 1990.
- 12) B.Carnahan, H.A.Luther, J.O.Wilkes : *Applied Numerical Methods*. John Wiley & Sons, 1969.
- 13) D.E.Newland : *Mechanical Vibration Analysis and Computation*. Longman S & T, 1989.
- 14) H.J.Feldman, et al., "Noninvasive in Vivo and in Vitro Study of the St. Jude Mitral Valve Prosthesis," *Amer.J.Cardiology*, Vol.49, pp.1101-1109, 1982.