

## 응력 및 변위를 최소화하기 위한 단엽식 고분자 판막의 설계

한 근조\* 김 상현\*

\*동아대학교 기계공학과 \*연세대학교 의용공학과

### Design of the monoleaflet polymer valve to minimize stress and displacement.

G. J. Han\*, S. H. Kim\*

\*Dept. of Mech. Eng. Dong-A Univ. \* Dept. of Biomed. Eng. Yonsei Univ.

#### Abstract

A monoleaflet polymer artificial heart valve which showed the remarkable improvement in pressure drop compared with other types of artificial valve was designed to decrease the deflection in vertical direction and the displacement of the valve tip in horizontal direction. Stress distribution change was studied as the location of the supporting members of the valve frame changed. And it was found that using the valve tip horizontal displacement the minimum valve thickness could be obtained in order to prevent the gap between the valve tip and the frame wall.

#### 1. 서론

이상이 생겨 제 기능을 수행하지 못하는 판막을 대체하기 위하여 사용되는 인공판막으로는 기계식 판막, 고분자 재료 판막 등이 있는데 고분자 판막은 항혈전성이 기계식보다 뛰어나므로 폴리우레탄을 이용하여 많이 연구되고 있다. (1) 고분자 판막은 제작이 간편하여 단엽식, 이엽식, 삼엽식 등으로 제작되어 연구되고 있는데(1-6) 그 중 단엽식 판막은 심실내 찢김 현상이 실제 심장내의 상태와 비슷하게 발생케 하고(7), 심실 벽면과 다이어프램 사이에 생기는 혈류의 소용돌이 현상을 감소시킨다는 것이 연구 보고되었다. (8) Chandran 등이 실험한 단엽식 판막은 혈전현상을 개선시켰으나 판막이 두꺼워 압력강하가 크게 발생하였다. (7) 이것을 개선하기 위하여 Kim 등은 판막을 얇게 하고 대신 판막지지대를 설치하여 압력강하를 측정해 본 결과 다른 종류의 인공 판막보다 가장 낮은 값을 얻었다. (9) 지지대는 그림 1에서 보는 바와 같이 한가운데를 가로 지르는 것과 그것과 평행하게 폭을 절반으로 나누는 또 하나의 지지대로 되어 있다. 두번째 지지대는 판막이 판막 프레임 안으로 밀려 들어가는 것이 생기는 것을 방지하기 위한 것이다.

본 연구에서는 2개 지지대의 위치 변화에 따라 발생하는 처짐, 판막 끝의 수평 이동량, 응력 분포 등을 범용 유한 요소 프로그램인 ANSYS를 사용하여 조사함으로써 중앙 부근에서의 최대 처짐과 판막 끝의 수평 이동량이 최소화되는 지지대의 위치를 구하였다. 또한 그 때 발생하는 최대 주응력, 동가응력의 최고치 발생점도 조사하여 내구성 연구에도 도움이 되고자 하였다.

판막 프레임은 경질 폴리우레탄인 Isoplast(Dow Chem. USA)를 바깥지름 22mm, 두께 2mm, 높이 75mm로 가공하였으며 열림판은 연질 폴리우레탄인 Pellethane(Dow Chem. USA)을 DMAC (dimethylacrylamide) 용매에 녹여 얇은 금속판을 담겨 제작한다. 그림 1에 판막 프레임에 열림판의 일부분이 접촉되어 열려 있을 때의 형상이 나타나 있다.

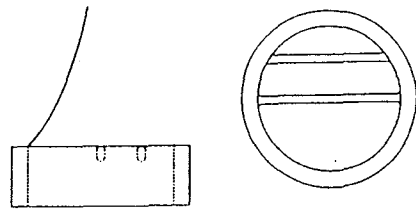


그림 1. 단엽식 고분자 판막의 형상

#### 2. 유한 요소 해석

##### 2.1 판막의 모델링

본 연구에서는 받쳐 주는 판막 지지대의 위치에 따라 7가지 모델로 나누었는데 형상을 구성하는 변수 a, b, c는 표 1에 나타난 바와 같이 판막이 프레임에 의해 나뉘어지는 3개 영역의 폭을 나타낸다. 1번 모델의 요소 형상이 그림 2에 나타나 있고 판막이 지지대에 부착되는 영역의 폭을 amm, 가운데 영역의 폭을 bmm, 나머지 영역의 폭을 cmm라고 하였다.

폭 amm를 가지는 판막에 부과되는 경계 조건은 판막이 프레임에 접촉되는 부위의 x, y, z 방향 직선 변위와 이 3축을 중심으로한 회전 변위를 구속하고 폭 cmm를 갖는 판막은 z 방향으로의 변위만 구속하므로 서로 동일한 상태에 있지 않으나, 본 연구에서는 프레임 위치에 따른 영향을 조사하기 위한 첫 번째 단계로 a와 c를 같게 두었다. a와 c의 크기는 4.7mm에서 6.3mm까지 7가지 경우로 하였으며, 이에 따른 b의 값은 4mm에서 6.6mm까지 변화하였다. 판막의 두께는 0.2mm로 두고, 사용한 유한 요소 종류는 급힘응력과 막응력을 모두 고려하는 4각형 탄성 쉘 요소를 사용하였다. 이 요소는 각 절점에 x, y, z 방향의 세 직선 변위와 x, y, z 세 축을 중심으로 하는 회전 변위, 모두 6개의 자유도를 가지고 있다. 해석 결과로서는 요소 옆면의 x면과 y면의 길이 방향 축을 중심으로 한 급힘모우멘트와 비틀림모우멘트가 얻어지고, 그것으로부터 절점응력이 구해진다.

판막의 기계적 성질은 Upjohn 사의 폴리우레탄에 대한 시험 보고서를 참조하여 Young계수를 533,990 dyne/mm<sup>2</sup>으로 두었다. 이 보고서에 의하면 50% 신연일 때 533,990 dyne/mm<sup>2</sup>, 100% 신연일 때 627,000 dyne/mm<sup>2</sup>, 300% 신연일 때 912,950 dyne/mm<sup>2</sup>의 Young계수를 얻었으나, 본 연구에서는 50% 신연일 때의 533,990 dyne/mm<sup>2</sup>을 사용하고 결과가 50% 신연율 초과할 때는 계수를 바꿔주어야 한다. 실제로는 신연에 따른 Young계수가 연속적으로 변화할 것이다. 이러한 연속적 변화는 본 연구에서는 고려하지 않았다. 폴리우레탄의 재질은 동방성으로 가정하고 고무와 같이 신연될 때 체적 변화가 거의 없으므로 포와송비는 0.49로 가정하였다.

표 1. 각 모델의 치수

	1	2	3	4	5	6	7	8
a(mm)	4.7	5.0	5.3	5.5	5.7	6.0	6.3	6.2
b(mm)	6.6	6.0	5.4	5.0	4.6	4.0	3.4	4.7
c(mm)	4.7	5.0	5.3	5.5	5.7	6.0	6.3	5.1

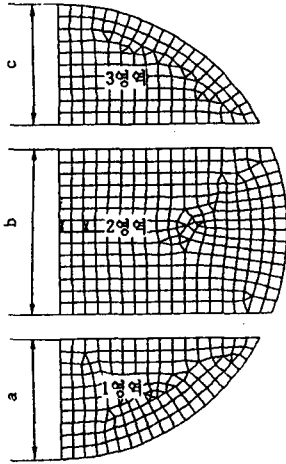


그림 2. 세개의 영역으로 분할된 판막의 유한 요소 형상

2.2 경계조건

프레임 위에 판막을 DMAC(Dimethylacrylamide)로 녹여 부착한 단엽식 판막은 원형인 판막 중심에 xy좌표계 원점을 둔다면 y축을 중심으로 좌우대칭이므로 x좌표가 양인 오른쪽 반원만 모델링하여 y축상의 모든 절점에 y축 대칭 경계조건을 부과한다. 즉, UX, ROTY, ROTZ는 0으로 구속하고 판막과 판막 프레임과의 부착 부위는 y방향으로 최하단점부터 원점을 중심으로 한 원주상에 반시계방향으로 30° 돌이간 지점까지의 모든 절점으로서, 그것들의 6개 자유도 모두를 구속하였다. 그 외 판막이 프레임과 접촉하는 판막 테두리 부분의 모든 절점은 z방향으로 변위를 구속하였다. 또한 판막이 프레임과 접촉되는 영역을 1영역이라고 하고 가운데 부분을 2영역, 마지막 부분을 3영역이라고 한다면, 1영역은 접촉 부위에 6개 자유도가 모두 구속되어 강제운동이 발생치 않으나 2, 3영역에서는 고정된 지점이 없어 강제운동이 발생한다. 따라서 y축상의 절점중 y값이 최대, 최소인 두점에 y방향 변위도 0으로 구속하여 강제운동을 방지하였다.

하중은 1기압(13.33dyne/mm<sup>2</sup>)의 압력을 모든 요소에 작용시켰다. 엄밀하게는 작용 압력을 미소 압력으로 나누어 단계적으로 가입하여 형태의 변화에 따라 작용 압력 방향이 변화되어야 하나, 본 연구에서는 지지대 위치 변화에 따른 상대적 영향만을 고려하기 위하여 형상의 변화는 고려하지 않았다.

3. 유한 요소 해석 결과 및 고찰

3.1 변위 해석

1영역과 3영역의 폭 a와 c를 같은 값으로 하고 b의 값을 변화시켜 갈 때 각 모델에 있어서 변형된 형상은 그림 3(a)-(h)에 나타나 있고 변위의 결과는 표 2에 나타나 있다. 이 표에서는 7개의 모델에 대하여 3개로 나누어진 각 영역에 있어서 최대 수직 변위 UZ 값이 나타나 있고 이것을 그래프로 나타내 보면 그

림 4와 같은데 1, 2, 3번 모델에서는 2영역에서 최대 처짐이 발생하고 4, 5, 6번 모델에서는 3영역에서 최대 처짐이 발생하였다. 또한 전 영역에서의 최대 처짐을 구하였을 때 그것들의 최소값은 4번 모델에서 0.25mm로 발생하였다.

그러나 이것은 a와 c의 값을 같게 두었을 경우의 결과이고 a와 c를 서로 같지 않게 잡을 때 처짐의 최소값은 다음과 같이 구하였다. 먼저 최대 처짐 UZ를 a, b, c 크기에 따라 그림 5에서와 같이 나타내고, 판막 전체 영역에 있어서의 최소 처짐은 각 구간에서의 처짐이 같을 때 발생하리라는 것을 추정할 수 있다. 따라서 그림 5를 참조하면 최소 UZ가 0.2mm 정도 크기로 발생하고 a가 6mm에서 6.3mm 사이, b가 4.7mm에서 5mm 사이, c가 5mm에서 5.3mm 사이에서 발생함을 알 수 있다. 따라서 각 구간에서 최소 UZ와 a, b, c를 1차 함수로 나타내고 a, b, c가 만족해야 할 조건을 수식화하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
 UZ_a &= C_1 \cdot a + C_2 \\
 UZ_b &= C_3 \cdot b + C_4 \\
 UZ_c &= C_5 \cdot c + C_6 \\
 a + b + c &= 16 \\
 UZ_a &= UZ_b = UZ_c
 \end{aligned}$$

위 식을 풀면 a = 6.2mm, b = 4.7mm, c = 5.1mm 일 때 만족되므로 이들 값으로 새로이 8번 모델을 만들어 해석한 결과 최소 처짐이 0.19mm 정도로 나타났다.

3.2 판막 굽의 수평 변위

판막 굽이 압력을 받을 때 지지대에서 이탈하여 안으로 밀려 들어 가는 지를 조사하기 위하여 z방향 변위 발생시 y방향 굽이 변화 DY를 다음 식으로 부터 구하였다.

$$\begin{aligned}
 DY &= \{(y_2 - y_1)^2 + (UZ_2 - UZ_1)^2\}^{1/2} \\
 &+ \{(y_3 - y_2)^2 + (UZ_3 - UZ_2)^2\}^{1/2} + \dots \\
 &+ \{(y_n - y_{n-1})^2 + (UZ_n - UZ_{n-1})^2\}^{1/2}
 \end{aligned}$$

여기서 y<sub>1</sub>, ..., y<sub>n</sub>은 y축 상에 있는 절점들의 y좌표이고 UZ<sub>1</sub>, ..., UZ<sub>n</sub>은 그 절점들의 z방향 변위이다.

이렇게 하여 구해진 DY를 그림 6에 나타내 보면 최대 수직 변위 UZ<sub>max</sub>가 전 모델 중에서 최대인 1번 모델에서 판막의 수평 방향으로 굽려 갈이 제일 크고, UZ<sub>max</sub>가 작아질수록 그 값은 점점 작아짐을 알 수 있고 4, 5번 모델에서 비슷한 값으로 최소가 되었다.

판막 전체 구간에서의 UZ<sub>max</sub>를 줄이기 위하여 a, b, c를 6.2mm, 4.7mm, 5.1mm로 한 8번 모델을 보면 판막 굽의 y방향 변위가 0.047mm로 최소가 되는 것을 알 수 있었다.

모든 경우에 대하여 판막 굽의 y방향 수평 변위가 판막 프레임 두께 2mm보다 훨씬 작으므로 판막과 프레임 사이에 틀어 발생하지 않는다. 따라서 판막 두께를 본 연구에서 사용한

표 2. 각 모델에서의 최대 수직 변위(UZ<sub>max</sub>), 판막 굽의 수평 변위(DY)

	1	2	3	4	5	6	7	8
1영역								
UZ <sub>max</sub> (mm)	0.063	0.080	0.100	0.115	0.134	0.164	0.198	0.186
2영역								
UZ <sub>max</sub> (mm)	0.640	0.449	0.298	0.224	0.162	0.093	0.047	0.176
3영역								
UZ <sub>max</sub> (mm)	0.138	0.174	0.214	0.246	0.283	0.342	0.407	0.186
DY(mm)	0.163	0.100	0.068	0.058	0.056	0.064	0.083	0.047

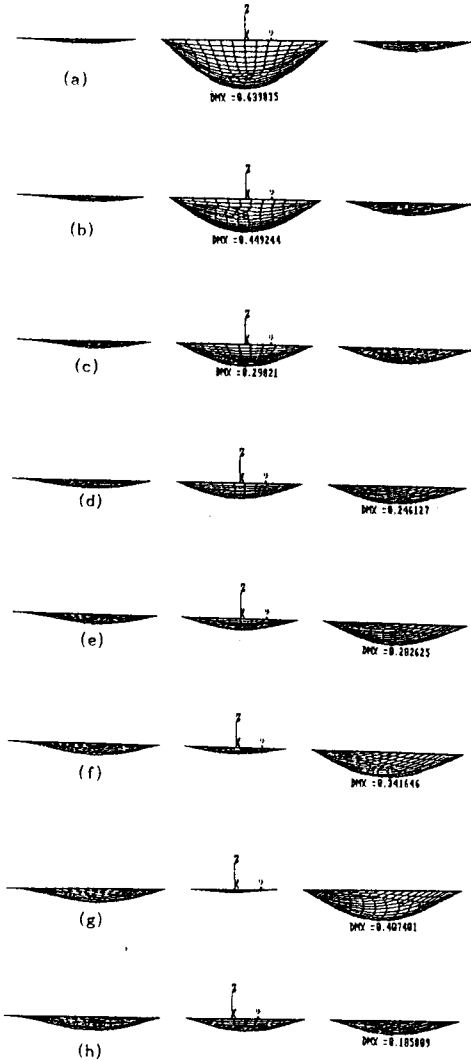


그림 3. 각 모델에서의 변형된 판막형상: (a)1번 모델 (b)2번 모델 (c)3번 모델 (d)4번 모델 (e)5번 모델 (f)6번 모델 (g)7번 모델 (h)8번 모델

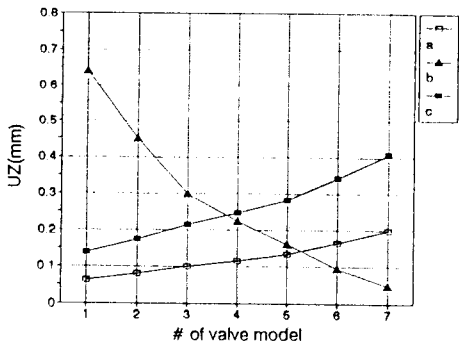


그림 4. 각 모델에서의 최대 수직 변위

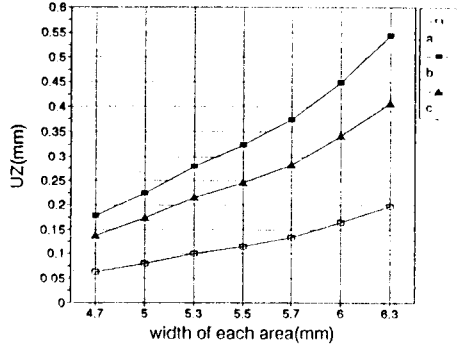


그림 5. 폭 치수에 따른 각 영역 최대수직 변위

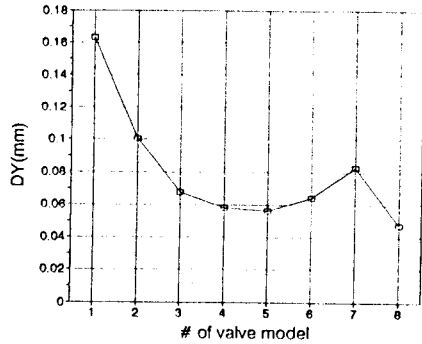


그림 6. 각 모델에서 판막 굽의 수평 변위

0.2mm 보다 더 줄일 수 있거나 작용 압력을 더 증가시킬 수 있다는 것을 알 수 있다.

### 3.3 응력 해석

응력 해석한 결과를 Rankine의 최대 주응력 항복설에 적용시키기 위하여 최대 주응력  $\sigma_1$ 의 분포를 구하여 보면 그림 7(a)-(h)와 같은데 모든 모델에 있어서 최대 값은 판막이 지지대에 접촉되는 부분과 접촉되지 않는 부분의 불연속 점에서 발생하였다. 테두리에서 모두 고정되었다면 테두리 근방에서 곡률 반경이 최소가 되므로 곡률 반경에 반비례하는 응력은 최대가 될 것이다. 그러나 접촉 부위와 비접촉 부위의 연결 부분에서는 비접촉 부위에서는 자유로운 각 변위로 말미암아 중첩의 효과로 최대 응력이 발생하게 된다.

지지대와 단순점착하는 테두리에서 UZ만 구속된 2영역과 3영역의  $\sigma_1$ 은 비교적 완만하게 변화하는 분포를 보이나 2영역에서의 폭 b가 큰 1, 2 모델에서는 구석에서의 각 변위가 크므로 응력집중 경향을 보였다. 3영역에서의  $\sigma_1$ 은 폭이 변하더라도 변화가 별로 크지 않으나 2영역에서의  $\sigma_1$ 은 폭이 작아짐에 따라 점점 작아짐을 알 수 있다.

또한 Mises의 최대 변형률 에너지 항복설에 의한 동가응력  $\sigma_e$ 의 분포도 그림 8(a)-(h)에서 나타난 바와 같이  $\sigma_1$ 과 비슷한 경향을 보여 판막이 지지대에 접촉하는 부위와 비접촉 부위의 불연속 점에서 주로 최대가 발생하나 2영역의 폭이 제일 큰 1번 모델에서 최대는 2영역 구석에서 발생하였고, 중앙에서도 그보다 작으나 크게 차이는 나지 않았다. 2영역에서의 폭이 작아질수록 구석에서의  $\sigma_e$ 는 급격히 작아져 2번 모델에서는  $\sigma_e$ 의 최대가 2영역 중앙에서 발생하였다.

2영역에서의 폭이 더 작아지고 1, 3영역에서의 폭이 점점 커짐에 따라 1, 3영역에서의  $\sigma_e$ 는 점점 증가하고 2영역에서의  $\sigma_e$ 는 점점 감소하며 최대도 항상 1영역 접촉, 비접촉의 불연속

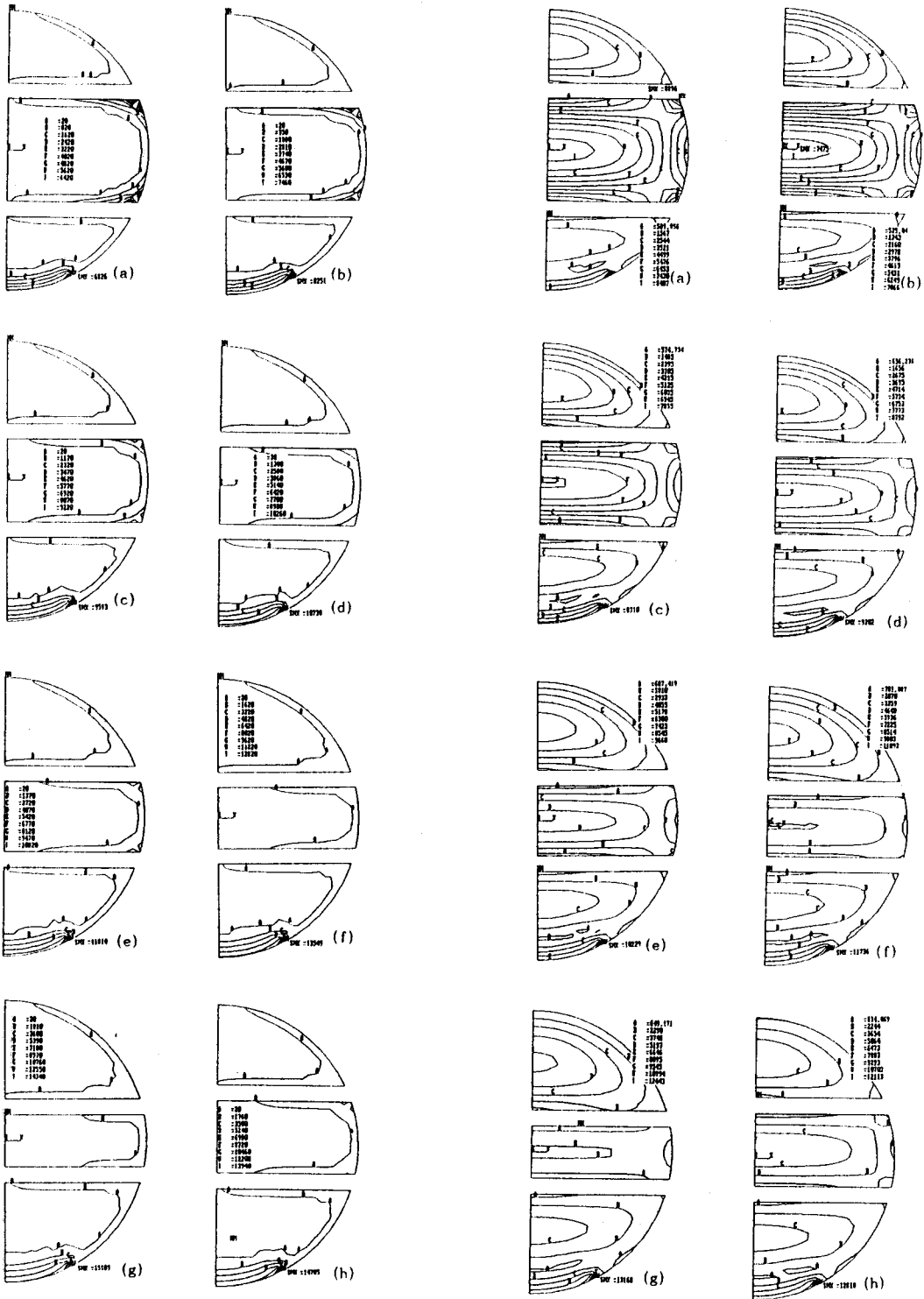


그림 7. 각 모델에서의 최대 주응력 분포도: (a)1번 모델 (b)2번 모델 (c)3번 모델 (d)4번 모델 (e)5번 모델 (f)6번 모델 (g)7번 모델 (h)8번 모델

그림 8. 각 모델에서의 동가 응력 분포도: (a)1번 모델 (b)2번 모델 (c)3번 모델 (d)4번 모델 (e)5번 모델 (f)6번 모델 (g)7번 모델 (h)8번 모델

점에서 발생하였다. 각 모델에서의  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  최대값을 그래프에 나타내 보면 그림 9와 같은데, 최대가 발생하는 점을 포함하는 1영역의 폭이 점점 커질수록 두 응력 값도 따라 커지는 것을 알 수 있으나,  $\sigma_2$  최대가 2영역 구석에서 발생하는 1번 모델에서만 예외인 것을 볼 수 있다.

2방향 변위가 최소가 되도록 a, b, c 값을 설정한 8번 모델에서도  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$ 의 최대가 다른 대부분의 모델에서와 같은 점에서 발생하나 그 점을 포함하는 1영역의 폭이 7번 모델보다 좁아졌으므로  $\sigma_1$ 과  $\sigma_2$ 의 최대값은 모두 작아졌다. 각 모델에서의 최대 응력들은 표 3에 나타나 있는데 그중 8번 모델에서  $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$ 의 최대값 14,785dyne/mm<sup>2</sup>, 12,818dyne/mm<sup>2</sup>와 폴이우레탄의 인장강도 2,838,680dyne/mm<sup>2</sup>을 비교하면 1기압이 작용할 때 판막은 충분한 안전율을 갖고 있다는 것을 알 수 있다.

각 모델의 유한 요소 해석에 사용된 요소수와 절점수는 그림 10에 ERPC와 함께 나타나있다. ERPC는 에너지 오차로서 전체 탄성에너지에 대한 오차 에너지를 피센터로 나타낸 값으로서 본 연구에서는 4.6%에서 6.2% 사이의 값을 가졌다.

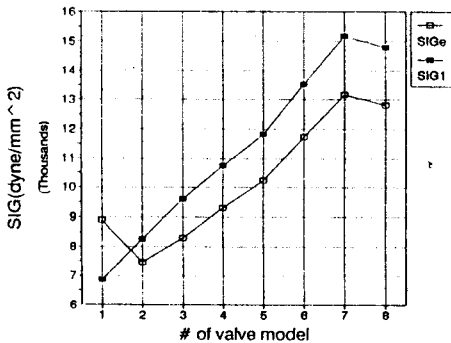


그림 9. 각 모델에서의 최대 응력

표 3. 각 모델에서의 최대 응력 ( $\sigma_{1max}$ ,  $\sigma_{2max}$ )

	1	2	3	4	5	6	7	8
$\sigma_{1max}$	6826	8251	9593	10738	11810	13549	15189	14785
$\sigma_{2max}$	8896	7475	8310	9302	10229	11736	13168	12818

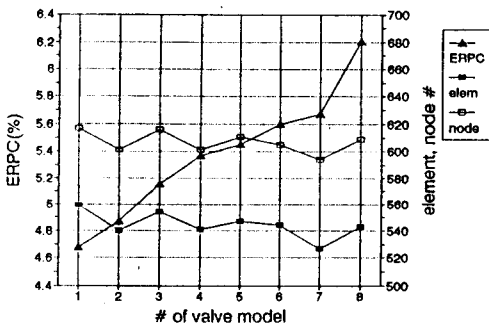


그림 10. 각 모델의 요소수, 절점수와 ERPC

4. 결론

판막을 설계할 경우 고려해야 할 사항들은 혈전 현상, 판막 통과 전후 혈압 강하 등이 있겠으나, 혈압 강하가 제일 적은 단엽식 고분자 판막을 지지대와 함께 설계할 경우 지지대 위치에 따른 영향을 고찰해 보았을 때 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 같은 폭일 때 테두리 일부만이 접착된 1영역의 처짐이 제일 작고 다음 3영역, 2영역 순서로 커지는데 판막 전체 영역에서 최대 처짐이 제일 작은 모델은 a, b, c 값이 각각 6.2mm, 4.7mm, 5.1mm인 때이다. 이때 2방향 최대 처짐은 0.19mm이다.
- 2) 판막 끝 y방향 수평 변위는 z방향 변위가 작아짐에 따라 같이 작아지고 이것을 이용하여 판막 치수에 따라 판막과 프레임 사이에 틈새가 발생하지 않을 판막의 최소 두께를 구할 수 있다.
- 3) 최대 주응력이나 동가응력의 최대치는 대부분 판막이 지지대와 접착되는 부위와 비접착 부위의 불연속 점에 발생함으로 장기간 사용시 이 점에서 파손이 예상된다.
- 4) 판막의 각 영역에서 폭이 커지면 최대 주응력과 동가응력은 증가한다.

참고 문헌

1. Akutsu, T., Dreyer, B. and Kolff, W.J., Polyurethane artificial heart valves in animals. *J. appl. Physiol.*, 14:1045-1048, 1959.
2. Chandran, K.B., Cabell, G.N., Khalighi, B., and Chen, C.J., Laser anemometry measurements of pulsatile flow past aortic valve prostheses. *J. Biomech.*, 16:865-873, 1983.
3. Harold, M., Lo, H.B., Reul, H., Muchter, H., Tauchi, K., Giersiepen, M., Birkle, G., Hollweg, G., Rau, G., and Messmer, B.J., The Helmholtz Institute trileaflet polyurethane heart valve prosthesis: design, manufacturing, and first in vitro and in vivo results. *Polyurethanes in Biomedical Engineering II* (edited by Planck, H., et al.). pp 321-356, Elsevier, Amsterdam.
4. Hilbert, S.L. and Jones, M., Evaluation of explanted polyurethane trileaflet cardiac valve prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.* 94:419-29, 1987.
5. Yu, L.S., Yuan, B., Bishop, D., Topaz, S., Griensven, J.V., Hofma, S., Swier, P., Klinkmann, J., Kolff, J. and Kolff, W.J., New polyurethane valves in new soft artificial hearts. *ASAIO Trans.* 35:301-04, 1989.
6. Jansen, J., Willeke, S., Reiners, B., Harbott, H., Reul, H., Lo, H.B., Dabritz, S., Rosenbaum, C., Bitter, A., Ziehe, K., Rau, G., and Messmer, B.J., Advances in design principle and fluid dynamics of a flexible polymeric heart valve. *ASAIO Trans.* V57(3):M451-453, 1991.
7. Chandran, K.B., Lee, C.S., Shipkowitz, T., chen, L.D., Yu, L.S. and Wurzel, D., In vitro hemodynamic analysis of flexible artificial ventricles. 15:420-426, 1991.
8. Kim, S.H., Chandran, K.B. and Chen, C.J., Numerical simulation of steady flow in a two-dimensional total artificial heart model. *J. of Biomechanical Engineering.* 114:497-503, 1992.
9. 김상현, 김원기, 장병철, 조병구, 단엽식 고분자 판막의 모의 순환 실험, 대한의공생체공학회 춘계 학술대회 논문집, 15, 1:51-53, 1993.