

# 응력과 변형을 최소화하기 위한 단엽식 고분자 판막의 지지대 위치에 관한 연구

이성욱\*, 심재준\*, 한동섭\*, 한근조#, 김태형\*\*

## A Study on the Location of Supporting Members in Monoleaflet Polymer Valve to Minimize Stress and Deformation

Seong Wook Lee\*, Jae Joon Shim\*, Dong Seop Han\*, Geun Jo Han# and Tae Hyung Kim\*\*

### ABSTRACT

A monoleaflet polymer artificial heart valve showed the remarkable improvement in pressure drop compared with other types of artificial valve. So, in this study we designed a monoleaflet polymer artificial valve with two supporting members to minimize the deformation and bending stress of the valve with respect to the variation of the gap between two supporting members using nonlinear contact analysis. The marginal valve thickness was also predicted in accordance with the relationship between the thickness and horizontal displacement in order to prevent the dislocation of the valve tip from the frame wall.

**Key Words** : Monoleaflet(단엽식), Artificial heart valve(인공판막), Supporting member(지지대), Vertical displacement(수직변위), Horizontal displacement(수평변위), Contact analysis(접촉해석)

### 1. 서론

인공판막치환수술이 성공한 1960년 이후부터 이상이 생기거나 노후화되어 제 기능을 수행하지 못하는 심장판막을 인공판막으로 치환하는 수술은 상당히 보편화 되어 있다. 이러한 인공판막의 종류에는 크게 기계식 판막과 조직판막, 고분자재료 판막이 있는데, 기계식 판막은 내구성이 뛰어난 장점이 있어 특별한 경우를 제외한, 대부분의 치환수술에 이용되고 있다. 하지만 혈전이 쉽게 발생하게 되므로 지속적인 항응고요법이 필요한 단점이 있

다. 그리고 혈전현상이 적은 조직판막의 경우에는 석회화 현상과 판막 파열로 인하여 수명이 짧은 취약점이 있어 최근에는 거의 사용되지 않는다. 이에 비해 고분자재료를 이용하여 만든 고분자판막은 제조가 쉽고 대량생산이 가능하며 가격이 저렴하고 항혈전성이 뛰어난 장점이 있어서 Akustu<sup>1</sup> 등에 의해 폴리우레탄을 이용한 삼첨판판막이 최초로 시험된 이후 여러 연구자들의 관심의 대상이 되었다. 그러나 고분자판막은 기계적 강도가 약해서 판막의 파열현상이 발생하고 판막의 유연성이 떨어지고 혈전현상이나 석회화가 일어나기 때문에 충분한 강도

접수일: 2003년 8월 6일; 게재승인일: 2004년 11월 19일

\* 동아대학교 대학원 기계공학과

# 교신저자: 동아대학교 기계공학과

E-mail gjhan@daunet.donga.ac.kr Tel. (051) 200-7650

\*\* 경남정보대학 기계자동차산업계열

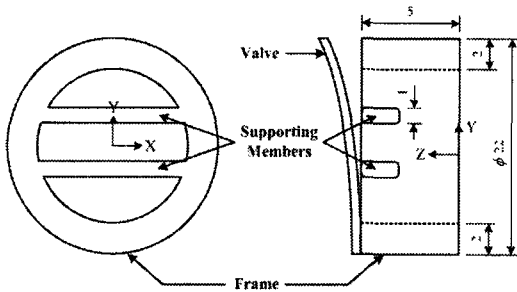


Fig.1 Shape of monoleaflet polyurethane heart valve with two supporting members

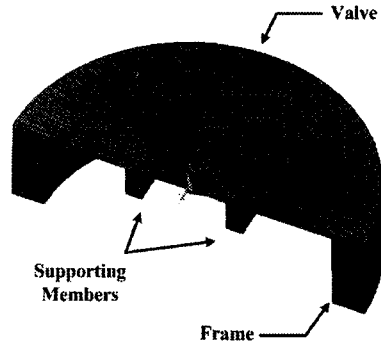


Fig. 2 Meshed shape of monoleaflet polyurethane heart valve with two supporting members

를 갖는 얇은 판막을 만드는 것이 고분자판막의 개발에 있어 가장 중요한 과제로 지적받고 있다.

최근 인공심장과 심실보조장치의 개발에 따라 고분자판막에 대한 관심이 다시 증대되고 있다. 선진국에서는 인공심장이나 심실보조장치가 심장이식 전에 심장공여자를 기다리는 시간의 가교역할로 사용되고 있는데 보통 이런 절차는 수 주 이내이다. 따라서 고분자판막은 기계판막이나 조직판막에 비해 경제성이 좋아서 단기간용으로 적합한 판막으로 평가받고 있다.

고분자 판막은 제작이 간편하여 단엽식, 이엽식, 삼엽식 등으로 제작되어 연구되고 있는데<sup>1-6</sup> 그중 단엽식 판막은 심실내 씻김 현상이 실제 심장내의 상태와 비슷하게 발생되고,<sup>7</sup> 심실 벽면과 다이어프램 사이에 발생하는 혈류의 소용돌이 현상을 감소시킨다는 점이 연구 보고되었다.<sup>8</sup> Chandran<sup>7</sup> 등이 실험한 단엽식 판막은 혈전현상을 개선시켰으나 판막이 두꺼워 압력강하가 크게 발생하였다. 이것을 개선하기 위하여 Kim<sup>9</sup> 등은 판막을 얇게 하고 대신 판막지지대를 설치하여 압력강하를 측정해 본 결과 다른 종류의 인공 판막보다 가장 낮은 값을 얻게 됨으로써 심실보조장치를 장기적으로 사용할 때 발생하는 혈전현상에 직간접적으로 영향을 미치는 난류전단응력을 얇은 두께의 판막과 지지대를 사용함으로써 감소시킬 수 있는 점을 확인하였다. 그리고 Han<sup>10</sup> 등은 단엽식 고분자 판막에서 지지대의 형상을 변화시킴으로써 판막의 탈구를 방지시킬 수 있는 모델을 유한요소해석을 통하여 제안하였다.

따라서 본 연구에서는 심실보조장치용 인공판

막으로 널리 쓰이고 있는 폴리우레탄 고분자 판막에서 지지대의 위치와 혈류저항을 줄이기 위한 지지대의 형상변화가 판막의 변형과 응력에 미치는 영향을 분석하였으며, 판막의 두께변화가 밸브의 변형과 탈구에 어떠한 영향을 끼치는지에 관하여 유한요소해석을 통하여 분석함으로써 폴리우레탄으로 제작된 단엽식 고분자 판막의 내구성 연구에 도움이 되고자 하였다.

## 2. 유한요소해석

### 2.1 단엽식 고분자 판막의 형상

Fig. 1은 본 연구의 모델로 사용된 단엽식 고분자 판막의 기본적인 형상을 나타내고 있다.

판막 프레임은 경질 폴리우레탄인 Isoplast 301 (Dow Chem., USA)을 사용하여 바깥지름 22mm, 두께 2mm, 높이 5mm인 원통형상으로 제작하였으며, 내부에 판막이 단히게 될 때 이탈되는 것을 방지하기 위한 지지대 2개가 가로질러져 있다. 원판형인 판막은 연질 폴리우레탄인 Pellethane 2355(Dow Chem., USA)를 두께 0.35mm 하여 프레임에 일부분을 접합하였다.

Fig. 2는 두 개의 지지대를 가지는 단엽식 고분자 판막의 유한요소모델을 나타내고 있다. 판막과 판막 프레임은 각 절점당 3개의 자유도( $u_x, u_y, u_z$ )를 가지는 8절점 6면체 요소를 사용하여 유한요소모델을 구성하였다. 해석의 주가 되는 판막의 경우 결과의 신뢰성을 확보하기 위하여 9,500개의 요소(14,598개의 절점)를 사용하였으며, 판막 프레임은

Table 1 The width of three regions in each model

Division	1	2	3	4	5	6
A (mm)	4.7	5.0	5.3	5.6	5.9	6.2
B (mm)	6.6	6.0	5.4	4.8	4.2	3.6
C (mm)	4.7	5.0	5.3	5.6	5.9	6.2

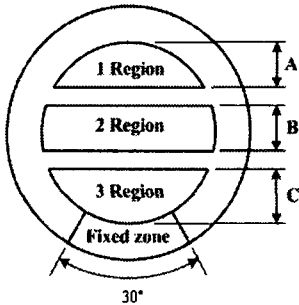


Fig. 3 The shape and width of three regions

10,458개의 요소(12,648개의 절점)로써 유한요소모델을 구성하였다. 이 때 요소망 밀도 평가 결과 평균화된 절점에서 계산된 최대 굽힘응력값과 평균화되지 않은 요소에서의 최대 굽힘응력값 차이가 1% 미만으로 발생됨을 확인함으로써 본 유한요소모델은 해석의 신뢰성을 보장할 수 있다.<sup>11-12</sup>

## 2.2 지지대의 위치

상하부의 압력강하를 줄이기 위해서 두께가 얇은 판막으로 구성된 단엽식 고분자 판막에서 지지대가 설치되어 있지 않을 경우에 하중을 받게 되면 판막이 프레임을 쉽게 이탈하게 되어 혈액을 역류시키게 되는 문제점을 발생할 수 있다.

이러한 문제점을 방지하기 위해서 프레임에 지지대를 설치하게 되는데, 이때의 설치위치가 판막의 변형과 응력에 많은 영향을 미치게 된다.

그러므로 본 연구에서는 Table 1과 같이 6개의 지지대의 위치를 지정하여 Fig. 3에서 설정된 각 영역에서의 수직변위와 굽힘응력을 분석하였으며, 이를 바탕으로 하여 각 영역에서 동일한 수직변위를 가지며 굽힘응력 분포가 최소화 되는 지지대의 최적 위치를 결정하였다.

## 2.3 재료의 물성치

Table 2는 판막과 프레임의 기계적 성질을 Dow

Table 2 Mechanical properties of each material

Division	Valve	Frame
Material Name	Pellethane 2355	Isoplast 301
Tensile Strength (MPa)	31	62.1
Elastic Modulus (GPa)	0.00534	2.14
Elongation at break (%)	630	140
Hardness	94 (Shore A)	123 (Rockwell R)
Poisson's Ratio	0.49	0.49

Chem.사의 폴리우레탄 시험보고서를 참조하여 나타내고 있다.

판막용 연질 폴리우레탄(Pellethane 2355)의 경우, 고무와 같은 재료의 기계적 거동이 나타나므로 종탄성계수를 신율에 따라 변화시켜야 하나 본 연구에서는 단위하중(1mmHg/0.133KPa)에 대한 변위를 산출하였으므로 연신율이 50%를 초과하지 않아 연신율 50%일 때의 값인 0.00534GPa로 하였다. 그러나 프레임용 경질 폴리우레탄(Isoplast 301)의 종탄성계수는 연신율 5.1%일 때 2.14GPa로 하여 유한요소 해석을 수행하였다.

그리고 모든 폴리우레탄 재질은 등방성으로 가정하였으며, 프와송비를 0.49로 하여 고무와 같이 신연될 때 체적 변화가 없도록 가정하였다.

## 2.4 하중 및 경계조건

본 연구의 모델로 사용된 Fig. 1의 단엽식 고분자 판막은 yz 평면을 기준으로 좌우대칭형상으로 이루어져 있으므로 Fig. 2와 같이 전체 모델의 1/2만을 모델링 하여 대칭경계조건을 부여하였고, Fig. 3의 fixed zone과 같이 판막이 프레임에 부착된 곳에서는 두 부분의 절점을 서로 공유하도록 하였다. 그리고 판막과 프레임이 접하는 판막 하부와 프레임 및 지지대 상부에는 5,458개의 면 대 면(Surface to Surface) 접촉요소를 사용하여 두 부분 사이에서 발생하는 접촉현상을 범용 유한요소해석 프로그램인 ANSYS 7.1을 사용하여 분석하였다.

그리고 본 연구에서는 재료의 종탄성계수를 상수로 고정하였으므로 하중에 따른 변위가 선형적으로 변하게 된다. 따라서 지지대의 위치와 형상, 판막의 두께 등이 판막의 변형과 응력 및 판막의 탈구에 어떠한 영향을 미치게 되는지에 대하여 고려

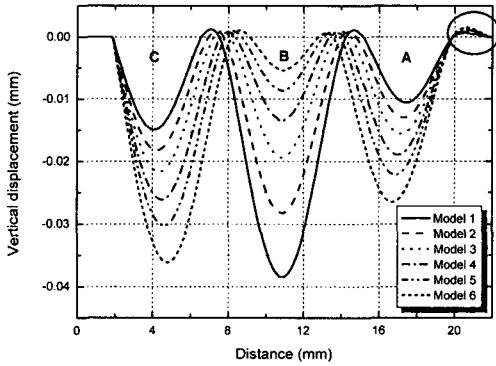


Fig. 4 Vertical displacement distribution of each model with respect to the location of supporting members

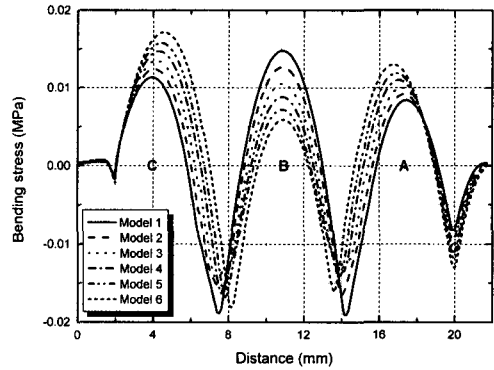


Fig. 6 Bending stress displacement of each model with respect to the location of supporting members

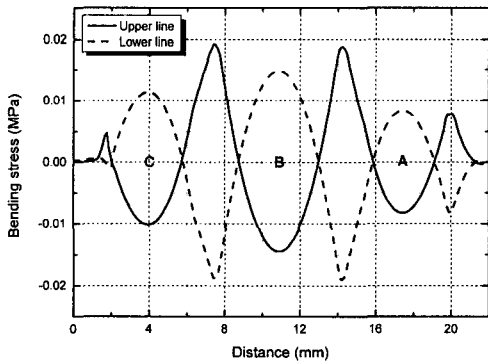


Fig. 5 Bending stress comparison of upper and lower line in model 1

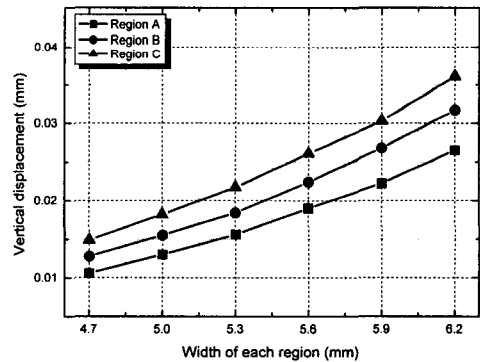


Fig. 7 The maximum vertical displacement in three regions with respect to the width of each region

하기 위하여 단위혈압인 1mmHg(0.133KPa)을 판막 상부에 작용하였다.

### 3. 해석 결과 및 고찰

#### 3.1 판막의 수직변위와 굽힘응력

Table 1과 같이 A영역과 C영역을 동일한 값으로 하고 B영역의 값을 변화시켜 갈 때 판막 아래면 중앙부에서의 수직변위를 각 모델별로 Fig. 4에 나타내었다.

B영역의 값이 클수록 중앙에서의 수직변위가 크게 발생하였다. 그러나 동일한 간격을 가지는 A와 C영역의 경우, 판막과 프레임 접합부 측면의 C영역이 A영역보다 수직변위가 36~40% 크게 발생하였다. 이는 C영역의 경우 일부분이 판막 프레임에 접촉되어 있으나 A영역은 판막 프레임에 접촉되어 있지 않고 오히려 떨어진 상태로 하중을 받기 때문이다. 그러나 B영역의 값이 감소하여 지지대 사이의 간격이 줄어들게 되면 A영역의 변형이 증가함으로 인하여 Fig. 4에 표시된 원 내부와 같이 판막과 프

레이프 사이에 발생하는 빈 공간이 다소 커지는 것을 확인할 수 있었다.

단위혈압이 판막 상부에 작용하게 되면 판막은 지지대와 접촉하며, 지지대가 존재하지 않는 부분에서는 아래로 굽혀지게 되어 Fig. 5, 6과 같은 굽힘 응력 상태에 놓이게 된다. 따라서 본 연구에서는 최적의 지지대 위치를 결정하기 위하여 지지대 위치에 따른 판막의 수직변위 및 굽힘응력이 최소화 되는 위치를 찾고자 하였다.

### 3.2 지지대의 최적 위치

판막의 수직변위와 굽힘응력을 최소화할 수 있는 지지대의 최적 위치를 결정하기 위하여 본 연구에서는 다음과 같이 수직변위를 최소화할 수 있는 지지대의 위치를 선정하였다.

Fig. 7과 같이 최대 수직 변위를 A, B, C 영역의 크기에 따라 나타낼 때, 최소 수직변위는 판막의 전체 크기가 직경 22mm로 정해져 있으므로 Fig. 4에서와 같이 변형 시 어떠한 한 영역에서 수직변위가 최소의 값을 가지면 다른 영역에서는 최대의 값을 가지게 된다. 따라서 각 구간에서의 수직변위 값이 동일하게 되면 타 모델보다 크게 발생하는 수직변위가 존재하지 않는다는 것을 추정할 수 있다. 그런데 지지대 및 판막 프레임과 접촉하는 영역을 제외한 나머지 A, B, C 각 영역의 총합은 16mm가 되어야 하므로 다음과 같은 관계식을 도출할 수 있다. 각 구간에서 최소 수직 변위와 A, B, C를 1차 함수로 나타낼 때, A, B, C가 만족해야 할 조건을 수식화 하면 다음과 같다.

$$UY_A = C_1A + C_2$$

$$UY_B = C_3B + C_4$$

$$UY_C = C_5C + C_6$$

$$A + B + C = 16$$

$$UY_A = UY_B = UY_C$$

위 식은  $A \approx 5.60\text{mm}$ ,  $B \approx 5.31\text{mm}$ ,  $C \approx 5.09\text{mm}$  일 때 만족되므로 이들 값으로 새로이 7번 모델을 만들어 해석한 결과 최대 수직방향 변위는 0.0194mm 정도로 나타났다. 상기 결과는 지지대의 위치에 가장

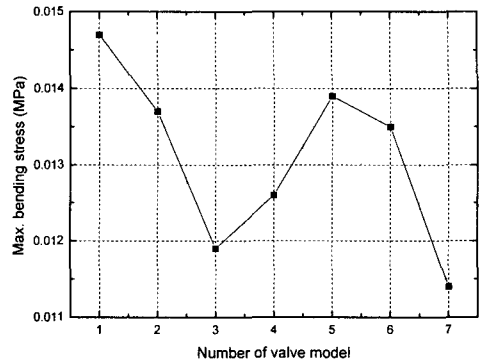


Fig. 8 The maximum bending stress comparison of each model

민감하게 반응하는 B영역의 폭을 적절히 제어하고, 접합부 측면의 C영역의 폭을 A영역보다 좁게 하여 수직변위를 줄이는 대신 개방부 측면의 A영역을 가장 넓게 함으로써 세 영역에서의 수직 방향 변위가 동일하게 되는 최적의 지지대 위치가 도출된 것이다.

Fig. 8은 1~6번 모델에서의 최대 굽힘응력값과 최적의 지지대 위치를 갖는 7번 모델에서의 최대 굽힘응력값을 비교한 결과이다. 수직 방향 변위를 최소화 할 수 있도록 지지대의 위치를 조정된 7번 모델의 경우 타 모델에 비하여 최대 굽힘응력이 6~29% 가량 감소되는 것을 확인할 수 있었다. 이는 세 영역에서의 수직 변위가 거의 동일하게 발생됨으로써 사각의 지지대와 접촉하며 변형하는 판막의 변형 후 형상 왜곡이 최소화되었기 때문인 것으로 판단된다.

### 3.3 판막의 수평변위

Fig. 9에서는 판막이 혈압을 받을 때 판막 끝이 지지대에서 이탈하여 안으로 밀려들어 가는지를 조사하기 위하여 판막 상하부 끝의 수평변위를 지지대의 위치에 따라 나타내었다. 판막 중앙부의 수평변위를 각 모델별로 비교하면 B영역의 폭이 작아질수록 수평변위가 증가함을 알 수 있었다. 그러나 수직방향 변위와 굽힘응력을 최소화 할 수 있도록 지지대의 폭이 설정된 7번 모델의 경우 타 모델에 비해 판막 끝단 상하부의 수평변위가 감소되는 것을 확인할 수 있었다. 그리고 판막 상하부의 수평

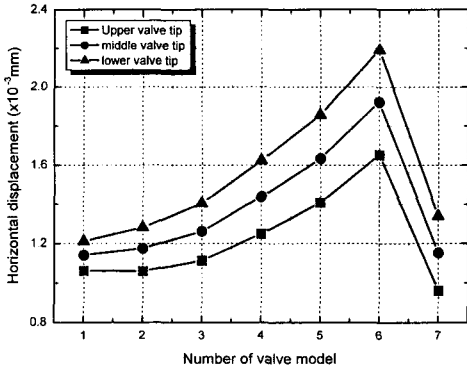


Fig. 9 The horizontal displacement of the valve tip in each model

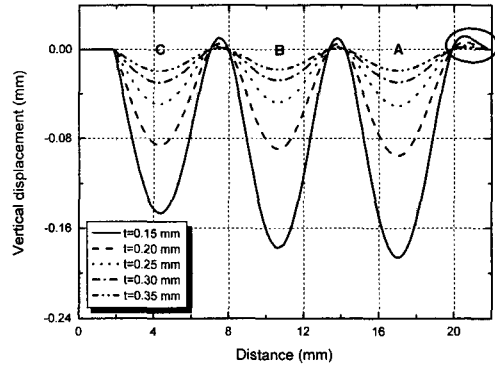


Fig. 11 Vertical displacement distribution of optimum model with respect to the variation of valve thickness

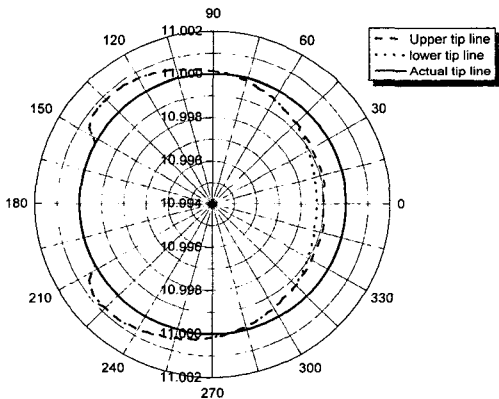


Fig. 10 Radial displacement comparison of upper and lower tip line

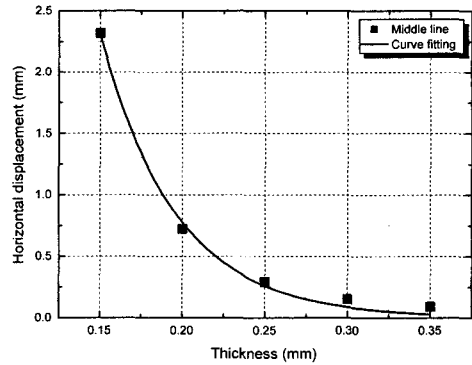


Fig. 12 The relationship between horizontal displacement of the middle tip and the thickness of the valve

변위는 서로 다르게 발생하는 것을 확인할 수 있는데 이는 두께를 가지는 판막이 상부에서 작용하는 혈압으로 인하여 굽혀짐으로써 7번 모델 판막 상하부 수평변위를 각도별로 나타낸 Fig. 10과 같이 변형하기 때문인 것으로 판단된다.

### 3.4 판막의 두께변화

Fig. 11은 수직 및 수평 변위와 굽힘응력을 최소화시킬 수 있는 최적 지지대 위치를 갖는 7번 모델에서 판막의 두께를 0.15mm~0.35mm까지 변화시킬 때의 수직방향 변위를 나타내고 있다. 판막의 두께

가 얇아질수록 수직 변위가 증가하며, Fig. 4의 원 내부와 마찬가지로 Fig. 11의 원 내부에서도 판막과 프레임 사이에 발생하는 빈 공간이 점차 커지는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 12는 동일한 모델에서 단위혈압 1mmHg가 작용할 때 판막의 두께변화에 따른 판막 끝단의 수평변위를 80mmHg의 확장기 혈압으로 환산한 결과를 나타낸 것으로 이 결과를 지수함수로 커브피팅 함으로써 판막의 탈구를 방지할 수 있는 임계 판막 두께를 계산하였다. 커브피팅에 사용된 지수함수는 다음과 같다.

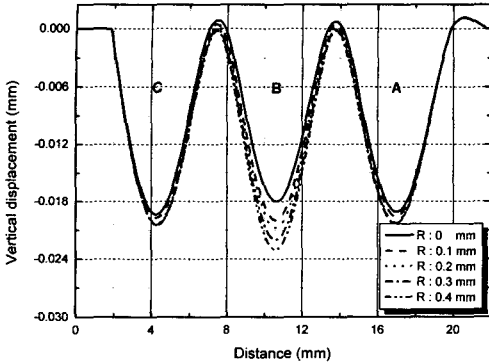


Fig. 13 Vertical displacement distribution of optimum model with respect to the variation of supporting member's round

$$Y = 61.2 \exp\left(-\frac{X}{0.04578}\right)$$

위와 같은 방법으로 계산한 결과 판막의 두께가 0.157mm 이하가 되면 2mm의 프레임을 판막이 이탈하게 됨을 확인할 수 있었다.

### 3.5 지지대의 형상변화

Fig. 13은 최적의 지지대 위치를 갖는 7번 모델에서 지지대 모서리에 R0.0~R0.4의 라운드를 주어 형상을 변화시켰을 때 판막 아랫면 중앙부에서의 수직변위를 분석한 결과이다. 지지대 모서리의 라운드 크기가 증가함에 따라 지지대의 단면계수가 작아져 동일한 하중을 받더라도 중앙에서 지지대 자체의 처짐이 5.8, 12.5, 15.3, 23.7% 가량 증가하게 되었다. 이와 같은 지지대 자체의 처짐은 판막의 수직변위에 중첩되기 때문에 지지대 모서리의 라운드 크기가 증가할수록 Fig. 13과 같이 판막의 수직변위가 증가하게 된 것으로 판단된다.

그리고 Fig. 14는 동일한 모델에서 지지대 모서리의 라운드 크기를 변화시켜 갈 때 판막 상하부 끝의 수평변위를 나타낸 것으로 라운드 크기가 증가할수록 2~8% 가량 판막 끝의 수평변위가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 지지대의 형상변화는 지지대의 위치나 판막의 두께와 같은 다른 인자에 비하여 판막의 변형과 응력에 미치는 영향이 매우 낮음을 확인할 수 있었다.

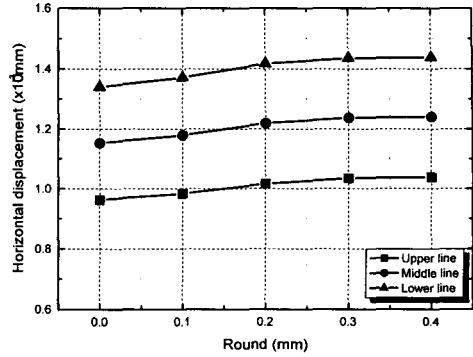


Fig. 14 The horizontal displacement of the valve tip in optimum model with respect to the variation of supporting member's round

## 4. 결론

심실보조장치용 인공판막으로 널리 쓰이고 있는 폴리우레탄 고분자판막에서 지지대의 위치와 형상변화 및 판막의 두께변화가 판막의 변형과 응력에 미치는 영향을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) 지지대 사이의 간격을 나타내는 B영역의 값이 클수록 중앙에서의 수직변위는 크게 발생하며, 접합부 측면의 C영역은 변형이 자유로운 A영역보다 36~40% 가량 최대 수직변위가 크게 발생하였다.
- 2) 판막의 두께가 0.35mm일 때, 수직 변위와 굽힘응력이 최소화되는 A, B, C 영역의 폭은 각각 5.60 mm, 5.31mm, 5.09mm이며, 이때 최대 수직방향 변위는 0.0194mm이다.
- 3) 판막 끝단에서의 수평 변위를 고려하면 B영역의 폭이 작아질수록 수평 변위는 증가하였다.
- 4) 단위혈압 하에서의 판막두께에 따른 수평 변위를 확장기 혈압으로 환산하였을 때, 판막의 두께가 0.157mm이하가 되면 2mm의 프레임을 이탈하여 판막이 탈구되었다.
- 5) 지지대의 형상변화는 지지대의 자체의 단면계수를 변화시켜 판막의 수직 및 수평변위에 영향을 미치게 되나 지지대 위치나 판막의 두께 변화에 비하여 그 영향이 매우 낮았다.

## 후기

본 연구는 한국과학기술부(MOST)의 국가지정 연구실사업(NRL)의 지원에 의한 것입니다.

## 참고문헌

1. Akutsu, T., Dreyer, B. and Kolff, W. C., "Polyurethane Artificial Heart Valves in Animals," J. Appl. Physiol., Vol. 14, pp. 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., Vol. 16, pp. 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," Elsevier, pp. 321-356, 1987.
4. Hilbert, S. L. and Jones, M., "Evaluation of Explanted Polyurethane Trileaflet Cardiac Valve Prosthesis," J. Thorac. Cardiovasc. Surg., Vol. 94, pp. 419-429, 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. Vol. 35, pp. 301-304, 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., "Advanced in Design Principle and Fluid Dynamics of a Flexible Polymeric Heart Valve," ASAIO Trans., Vol. 57, pp. 451-453, 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," Artificial Organs, Vol. 15, pp. 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. Biomech. Eng. ASME, Vol. 114, pp. 497-503, 1992.
9. Kim, S. H., Kim, W. K., Jang, B. C. and Cho, B. K., "A Simulative Circulation Test of Monoleaflet Polymer Valve," Proc. of KOSOMBE, Vol. 15, pp. 51-53, May 1993.
10. Han, G. J., Ahn, S. C., Shim, J. J. and Kim, S. Y., "Nonlinear Analysis of the Monoleaflet Polymer Valve according to Shape of Supporting Members," J. KSPE, Vol. 20, No. 3, pp. 120-124, 2003.
11. ANSYS User's Manual, ANSYS Inc., 1992.
12. Jung, S. J., "Heat Transfer Analysis," TSNE Inc., pp. 181-199, 2000.