

지지대 형상에 따른 단엽식 고분자 판막의 비선형 해석

한근조(동아대 기계공학과), 안성찬(동아대 대학원 기계공학과), 심재준(동아대 대학원 기계공학과), 김성윤*(동아대 대학원 기계공학과)

Nonlinear Analysis of the Monoleaflet Polymer Valve According to Shape of Supporting Members

G. J. Han(Mech. Eng. Dept., DAU) S. C. Ahn(Mech. Eng. Dept., DAU) J. J. Shim(Mech. Eng. Dept., DAU) S. Y. Kim(Mech. Eng. Dept., DAU)

ABSTRACT

Monoleaflet polymer artificial heart valve was known to show remarkable improvement in antithrombosis and pressure drop compared with other type of artificial valve. In this investigation monoleaflet the vertical and horizontal deflection pattern of polymer heart valve with three types of supporting members straight member, and two curved members was analysed using the large deformation nonlinear finite element method.

Key Words : monoleaflet (단엽식), antithrombosis (항혈전), nonlinear finite element method (비선형 유한요소 해석), vertical displacement(수직 변위)

1. 서론

인간의 심장에는 혈액의 흐름을 한방향으로 제어 해 주며 정상적인 심박출량과 관류압력들을 유지하기 위하여 4개의 판막이 있는데 판막 질환은 주로 좌측의 승모판과 대동맥판 2개의 판막에서 일어난다. 이것은 선천적인 결함, 외상, 노쇠화가 주원인이며 약물요법과 판막, 혈관의수술등으로도 치료가 되지 못할 경우 대체판막이 필요하다.

이러한 판막이식 수술은 1960년에 최초로 시술되었으며, 1973년 유한요소해석을 처음으로 도입한 이후 유한요소모델을 기본으로 많은 연구가 행해지고 있다. 인공판막에는 기계식 판막과 고분자 판막이 있고 기계식 판막은 오랜 기간 동안 항혈전 치료를 받아야 하는 단점이 있다. 고분자 판막에는 단엽식, 젤리 피쉬(jelly fish), 삼엽식 등이 있으며 고분자 판막은 기계식에 비해 압력강하가 작고 항혈전성이 우수하며 폴리우레탄을 이용하여 많이 연구되고 있다.^{(1)~(3)}

본 연구에서는 두 지지대를 가진 단엽식 고분자 판막의 처짐에 대하여 최적위치를 구한 Han^{(4)~(5)}의 논문을 참고하여 지지대의 형상이 직선과 곡선으로

변화할 때의 형상변화가 판막의 처짐과 수평 이동량에 미치는 영향을 유한요소 프로그램인 ANSYS를 이용하여 대변형 이론을 고려한 비선형 해석을 수행하여 비교하였다.^{(6)~(7)}

2. 유한 요소 해석

2.1 해석모델 및 해석방법

본 연구에서는 판막 지지대의 형상이 판막의 최대 처짐에 미치는 영향을 살펴 보기 위하여 Han의 이전 연구^{(4)~(5)}에서 구해진 최적 위치에 수평한 지지대를 가지는 판막 모델 형상 I 과 곡률반경 R의 원호 형태 지지대를 가지는 서로 다른 두 가지 모델 형상 II, III을 만들어 해석을 수행한 후 세가지 형상의 결과 값들을 비교 분석하였다. Fig. 1 와 같이 형상II의 경우 b구간과 c구간 사이의 지지대의 곡률반경을 R₁, a구간과 b구간 사이의 지지대의 곡률반경을 R₂ 로 두었고 두 원호는 동심원이다.

Fig. 2는 같은 곡률반경 R₃를 가지는 판막모델 형상II의 그림이다. 각 구간의 너비는 앞서 최적화된 형상의 너비인 5.6mm, 5.1mm, 5.3mm로 세가지 모델 모두 같게 두었고, 지지대의 폭과 프레임의 폭은 각각 1mm와 2mm로 하였다. 영역의 너비는 변화시

키지 않고 지지대의 곡률 반경을 Table 2와 같이 변화시켰다. 판막의 두께는 0.35 mm로 하였고, 사용한 유한요소 종류는 굽힘응력과 막응력을 고려한 삼각형과 사각형이 혼합된 탄성셀 요소이며, 요소는 한번의 최대길이가 0.4mm로 하였다. 이 요소는 x, y, z, 방향의 6개의 자유도를 가지고 있다. 판막의 물성치는 Table 1에 나타내었다. Upjohn사의 폴리우레탄에 대한 시험 보고서를 참조하여 영계수는 533,990 (dyne/mm²)을 사용하였고 포와송비는 0.49로 하였다.

Table. 1 Material properties of polyurethan

Modulus of elasticity(E)	533,990(dyne/mm ²)
Poisson's Ratio (ν)	0.49

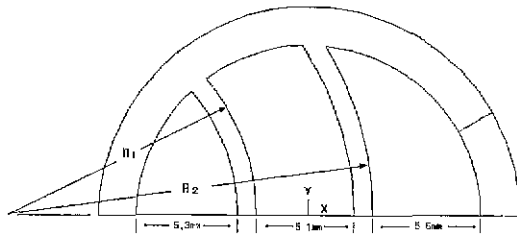


Fig. 1 The shape of model type II

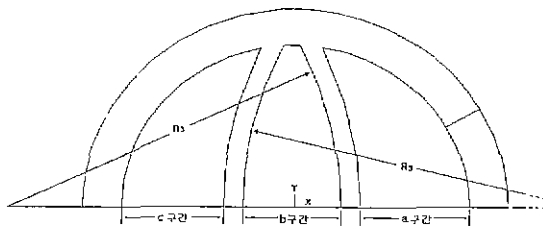


Fig. 2 The shape of model type III

Table 2 The dimension of each model of type II and III

radii of curvature \ model number	1	2	3	4	5	6	7	8
R ₁ (mm)	11	12	13	14	17	19	21	25
R ₂ (mm)	17.1	18.1	19.1	20.1	23.1	25.1	27.1	31.1
R ₃ (mm)	19.1	21.1	23.1	27.1	31.1	39.1	47.1	63.1

2.2 경계조건 및 하중조건

해석에 사용된 단엽식 판막은 x축을 중심으로 반만을 모델링하여 좌표계의 원점을 판막의 중심에 두었다. 판막의 중심으로부터 프레임의 30°까지는 판막과 프레임이 접촉되어 지므로 그 부분에 포함되 절점의 모든 자유도를 구속하였고 지지대와 프레임 부분에 해당하는 절점은 z방향의 변위를 구속하였다. 그리고 x축상의 모든 절점에 대칭경계조건을 부과하였다. 마지막으로 하중은 모든 모델에 심장 이완기때의 압력 80 mmHg(1066.4 dyne/mm²)을 작용시켰다. 또한 이 압력은 10단계로 나누어 요소형상 변화에 따라 단계별로 작용시켰다. 즉 대변형 이론을 고려하여 해석하였다 이것은 일반적으로 최대 처짐이 두께보다 더 클 경우에 사용하며 이때 각요소는 하중에 의하여 큰 회전 변위가 발생하므로 변화하는 요소에 하중을 단계별로 나누어 작용시켜 유효한 값을 얻는 것이다. Fig. 3은 판막 모델 형상II의 메쉬된 형상을 나타내고 있다.

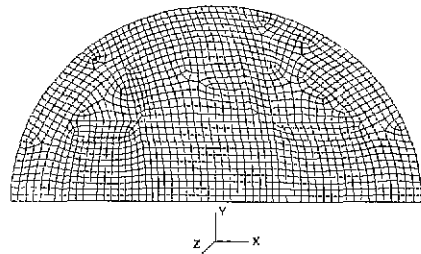


Fig. 3 The mesh of valve in model type II

3. 해석 결과 및 고찰

3.1 판막 모델 형상 I, II의 결과

판막 모델형상 I, II의 해석을 수행하여 Table. 3, 4에 각 구간에서의 최대 처짐과 최대 수평변위를 나타내었다

Table 3 Max vertical displacement of each region and horizontal displacement of valve tip in model type I

UZ (mm)			UX (mm)
a	b	c	
0.589	0.585	0.593	0.301

판막 모델형상II에서의 수직변위는 전체적으로 Fig. 4에 나타낸 것과 같이 모델 형상I의 값에 수렴하는 양상을 보이고 있다. a구간에서 최대 처짐이 발

생하며 이것은 모델형상I 보다 a구간의 면적이 커진 것에 기인한다고 사료된다. c구간의 최대 처짐 또한 면적이 줄어들어 모델 형상 I 값보다 작아진 것으로 생각 되며, 전체적인 처짐값은 1% 이내에서 증가함을 보였다. 모델형상II의 수평변위는 모델 형상I 값보다 약간 큰 값으로 수렴하는 것을 볼 수 있으며 그 값이 0.305 정도로 판막의 탈구에는 영향을 미치지 않으므로 무시 할수 있으나, 이와 같이 모델 형상 II는 판막의 수직변위와 수평변위 개선에 크게 기여하지 않는다고 볼수 있다.

Table. 4 Max. vertical displacement and horizontal displacement of valve tip in each model of type II

displacement		model number							
		1	2	3	4	5	6	7	8
UZ (mm)	a	0.632	0.630	0.628	0.626	0.621	0.618	0.616	0.613
	b	0.589	0.589	0.588	0.588	0.588	0.588	0.587	0.587
	c	0.539	0.544	0.547	0.551	0.559	0.563	0.566	0.571
UX (mm)		0.299	0.300	0.301	0.302	0.303	0.304	0.304	0.304

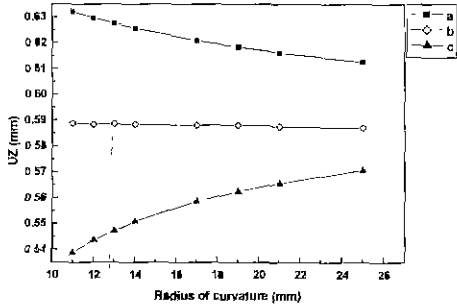


Fig. 4 Maximum vertical displacement of each region with respect to the variation of radius of curvature in model of type II

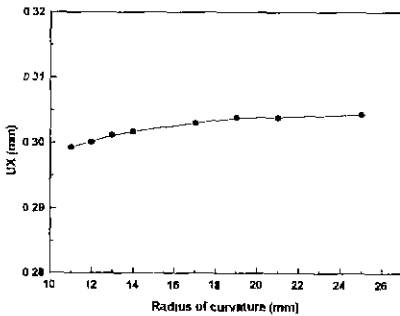


Fig 5 Horizontal displacement of valve tip with respect to the variation of radius of curvature in model of type II

3.2 판막모델형상 III의 결과

판막 모델형상III의 수직 및 수평변위 해석 결과는 Table. 5에 나타나 있다. 이 결과를 보면 모델 형상III 역시 모델 형상II와 마찬가지로 곡률 반경이 증가함에 따라 형상 I의 결과에 수렴하는 경향을 살펴볼수 있다. 해석 결과중 b 구간에서의 수직변위와 최대 수평변위가 모델형상I에 비해 상당히 개선되어진 것을 알 수 있다. 이것은 b구간의 총면적이 상대적으로 모델형상 I에 비해 줄었기 때문이라 볼 수 있다. 그리고 모델형상III의 8번값의 경우 모델형상 I과 같이 c 구간에서 최대처짐이 발생하며 그 값 차이가 크지 않지만, b구간의 최대처짐이 많이 개선되어진 것을 볼수 있고, 최대 수평변위 UX 또한 0.02만큼 개선되어진 값을 가진다.

모델형상III 역시 곡률 반경이 무한대로 수렴할 경우 모델형상 I의 값에 가까워지겠지만 전체적으로 수직변위 및 수평변위가 개선된 값을 보이고 있다.

Table 5 Max vertical displacement and horizontal displacement of valve tip in each model of type III

displacement		model number							
		1	2	3	4	5	6	7	8
UZ (mm)	a	0.616	0.615	0.613	0.609	0.606	0.604	0.602	0.599
	b	0.486	0.495	0.500	0.512	0.522	0.536	0.545	0.555
	c	0.614	0.612	0.609	0.607	0.607	0.604	0.603	0.599
UX (mm)		0.252	0.256	0.257	0.261	0.269	0.274	0.282	0.286

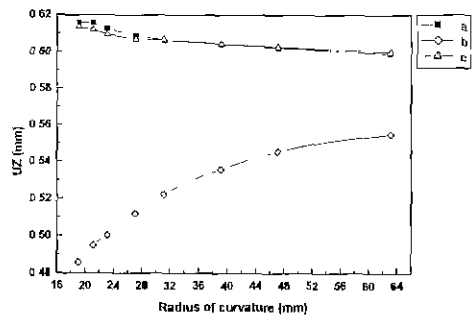


Fig 6 Maximum vertical displacement of each region with respect to the variation of radius of curvature in model of type III

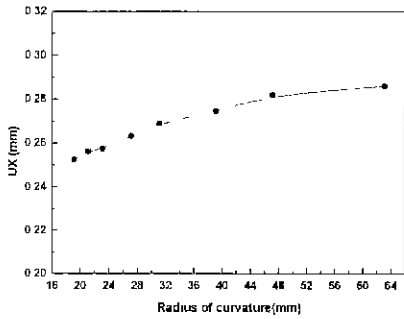


Fig. 7 Horizontal displacement of valve tip with respect to the variation of radius of curvature in model of type III

4. 결론

지지대의 형상에 따른 단엽식 인공판막에 미치는 영향을 살펴보기 위해 모델형상 I 과 모델형상 II, III의 비교로 다음과 같은 결론을 얻었다

1 모델형상 II, III 는 모두 곡률반경 R이 무한대로 간 경우 모델형상 I의 변위 값에 결과적으로 수렴함을 예측 할 수 있다.

2. 최적화 된 위치의 3가지 모델에서의 최대치점은 모델형상 $II \geq III \geq I$ 로 큰 값을 가지며 모델형상 III의 경우 최대 수평변위 값이 최소로 발생하였다

3. 모델형상 II에서는 모델형상 I보다 탈구 방지 및 수직 변위를 감소시키기 위한 개선된 결과를 얻을 수 없었고 모델형상 III는 수직변위 개선효과는 적었으나 탈구 방지에 가장 효과적인 것을 알 수 있었다.

참고문헌

- 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 한근조, 안성찬, "응력 및 변위를 최소화하기 위한 단엽식 고분자 판막의 유한 요소 해석" 대한의용생체 공학회, 제17권, 제1호. 1996
5. 한근조, 김상현, "기하학적 비선형 이론을 고려한 단엽식 고분자 판막의 유한요소 해석" 대한기계학회 추계학술대회 논문집, pp 340~345, 1994.
- 6 Zienkiewics, O.C and Taylor, R.L. "The Finite Element Method". Mcgraw-Hill Book Company. 1992.
- 7 Grandin. H. Fundamentals of the Finite Element Method., Press Heights, Illinois. 1992