

기계식 인공심장판막의 경량화 구조설계를 위한 혈액유동과 상호작용하는 판막거동의 구조역학적 특성연구

권영주*, 방혜철**, 김창녕***

Structural Analysis on the Leaflet Motion Interacted with Blood Flow for Thickness Minimization Design of a Bileaflet Mechanical Heart Valve

Kwon, Y. J.*, Bang, H. C.** and Kim, C. N.***

ABSTRACT

This paper investigates the structural analysis and design of mechanical heart valve through the numerical analysis methodology. In a numerical analysis methodology application to the thickness minimization structural design of mechanical heart valve, fluid analysis is performed for the blood flow through a bileaflet mechanical heart valve. Simultaneously the kinetodynamic analysis is carried out to obtain the appropriate structural condition for the structural analysis. Thereafter the structural static analysis is also carried out to confirm the thickness minimization structural condition (minimum thickness shape of leaflet).

Key words : MHV(Mechanical Heart Valve), Numerical analysis, Fluid analysis, Blood flow, Kinetodynamic analysis, Structural analysis, Minimum thickness design

1. 서 론

심장이 박동할 때 온몸을 거쳐 심장으로 들어온 혈액은 우심방, 우심실을 거쳐 폐로 가고, 폐로부터 들어온 혈액은 좌심방, 좌심실을 거쳐 온몸으로 다시 향한다. 여기에서 각 측의 심방과 심실 사이의 판막으로 통해있다. 우심방과 우심실 사이의 것은 3개의 판으로 되어 삼첨판이라 하고, 좌심방과 좌심실 사이의 것은 2개의 판으로 되어 이첨판 혹은 승모판이라고 각각 부른다. 폐동맥구에는 폐동맥판, 대동맥구에는 대동맥판이 존재하며, 이들 판막은 혈액이 심방 혹은 심실로 역류하지 않도록 방지하는 역할을 하며 이들을 포함하여 심장에는 항상 일정한 방향으로 흐르게 하는 4개의 판막이 있다. 그러한 심장판

막이 여러 가지 이유로 인하여 그 고유기능을 발휘할 수 없게 되어 생명을 위협하게 될 때 심장판막 치환 수술시 심장판막 대용으로 그 기능을 대행하기 위하여 사용되는 요소가 바로 인공심장판막(Artificial Heart Valve)이다.

인공심장판막의 성능은 압력강하와 역류량 등의 수력학적 변수와 판막 주위의 외류 및 난류의 형성 등에 따른 유동양상의 특성에 의해 평가된다. 수력학적으로 우수한 판막은 판막 전후의 압력강하가 작고 역류량이 적어서 심실의 작은 압력으로 많은 심박출량을 얻을 수 있다.

인공심장판막은 사용된 재질에 따라 생체 조직을 전체 또는 부분적으로 사용하는 조직판막(Tissue Heart Valve), 고분자 재료를 사용하는 고분자판막(Polymer Heart Valve), 그리고 금속이나 세라믹을 사용하는 기계식판막(Mechanical Heart Valve)으로 나뉘어진다. 그러나 조직판막과 고분자판막은 내구성이 좋지 못하고 혈전의 생성 등의 문제점이 있어 단기간 내장용이나 심실 보조기에 주로 사용되고, 장기 내장용으로는 내

*정회원, 홍익대학교 기계정보공학과
**KEC(Korea Engineering Consulting)
***경희대학교 기계산업시스템공학부
- 논문투고일: 2000. 7. 28
- 심사완료일: 2001. 1. 18

구성이 뛰어난 기계식판막이 널리 사용되고 있다.

기계식판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하며, 작은 압력강하에 대한 수력학적 성능 및 품질이 우수하여 장기간 내장으로 가장 많이 사용되고 있다. 그러나 혈전의 형성^{11,12)}을 방지하기 위한 항응고제의 지속적 복용, 지지대와 개폐판 사이의 역류로 인한 역류량의 증가와 혈류 제트의 형성과 이에 따른 용혈 현상, 강체의 개폐에 따른 수격효과, 소음 등이 문제로 지적되고 있다. 그럼에도 불구하고 현재 천연 판막의 장기간 내장 치환용으로 가장 널리 사용되는 것이 기계식판막이다. 즉, 기계식 판막이 지닌 문제점들은 판막 주위를 지나는 혈류의 유동양식과 전단 응력 그리고 이와 상호 관계하는 판막의 거동과 관련된 것으로서 기계식 판막이 지닌 문제점을 개선하고 성능을 향상시키기 위해서는 이들에 관한 자세하고 많은 정보가 필요하다.

이를 위하여 많은 연구자들에 의해 지난 수 십년간 레이저 도플러 속도계(LDA)나 유동 가시화 장치 등을 사용한 실험적인 연구¹³⁻¹⁶⁾와 전산유체역학(CFD)를 이용한 연구¹⁷⁻¹⁹⁾가 수행되었다. 그러나 이들의 연구는 기계식 판막이 심장의 박동에 의해 발생하는 맥동류에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생함에도 불구하고 판막의 거동을 무시하거나 간단화하여 실제 판막 주위의 유동을 정확히 해석하는 것이 불가능하였다. 이에 본 연구에서는 기계식 심장판막의 구조해석 및 최적설계의 일환으로 심장의 박동에 의해 발생하는 혈액에 의하여 판막 주위의 유동에 대한 유체역학적인 측면, 판막의 거동에 대한 기구동역학적 측면 및 혈액 유동에 의해 발생하는 구조적인 변형에 대한 구조역학적 측면을 함께 수치해석 기법에 의하여 고찰하였다.

본 연구에서는 비록 혈전색전증과 출혈문제가 있지만은 내구성이 뛰어나 장기간 치환용으로 널리 사용되고 있는 St. Jude Medical 기계식 대동맥 판막¹¹⁾(Fig. 1)에 대하여 뛰어난 내구성을 유지하면서 판막의 원활한 운동에 매우 필요한 판막의 경량화 구조설계를 위하여 다양한 공학적 현상에 대한 상호연관 관계를 고려하여 구조해석을 수행하였다.

2. 기계식 심장판막에 작용하는 유체력 (Fluid Force)계산

본 절에서는 심장의 박동에 의해 발생하는 혈액에 의하여 판막에 작용하는 유체력을 구하기 위하여 판막 주위의 혈액유동에 대한 유체역학 해석결과를 제시하였다.

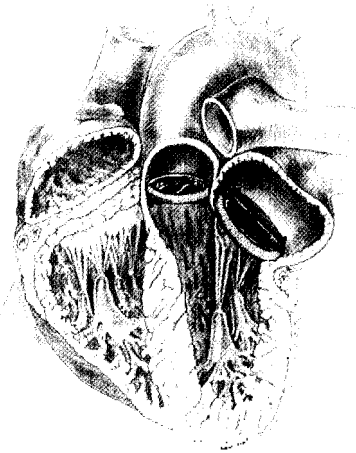


Fig. 1. Model of mechanical heart valve (St. Jude Medical).

해석에 사용된 St. Jude Medical Valve(SJMV)는 내부직경 22.5 mm, 판막의 두께 0.65 mm, 닫힘각이 25°, 최대 열림각이 85°이고, 재질은 pyrolytic carbon으로 만들어진 이엽식 판막이다. 판막후부의 형상은 Swanson과 Clank가 제시한 Sinus of Valsalva 모델을 기초로 하였으며, 대동맥 혈관은 직경이 25.0 mm인 원형관으로 설정하였다. 판막 주위의 혈액유동에 대하여 전산해석코드인 CFD-ACE code를 사용하여 2차원, 비압축성, 비정상, 맥동류, 층류해석을 수행하였다. 본 연구에서는 사용한 기계식심장판막(MHV) platelet의 회전축이 서로 평행하므로 2차원으로 혈액 유동장을 근사화하였다. 계산에 사용한 2차원 모델격자 그림은 Fig. 2와 같다. 기구동역학 해석 및 구조역학 해석 단계에 있어서 필요한 정확한 설계변수 및 구속조건을 유체역학 해석을 통하여 구하고자 한다.

2.1 해석모델 및 경계조건

대동맥 판막의 치환용으로 사용되는 기계식 심장 판막은 심장의 박동에 의해 발생하는 혈액에 의하여 판막의 개폐가 주기적으로 발생한다. 혈액의 밀도는 1000 kg/m^3 , 점성계수는 $4.0 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ 로 가정하였다. 심실과 대동맥에서 경계조건으로 사용된 압력파형은 생체의 실험을 통하여 시간에 따라 측정된 압력 값을 사용하였다. 심실의 박동수는 75 beat/min이다. 대동맥 벽에서의 유체의 속도는 "0"으로 설정하였으며, 혈액과 판막의 계면에서 유체의 속도는 판막의 속도와 동일하게 설정하였다. 판막의 거동은 열리는 과정, 완전히 열린 상태, 닫히는 과정 그리고 완전히 닫힌 과정의 4단계로 구분할 수 있다. 본 연구에서

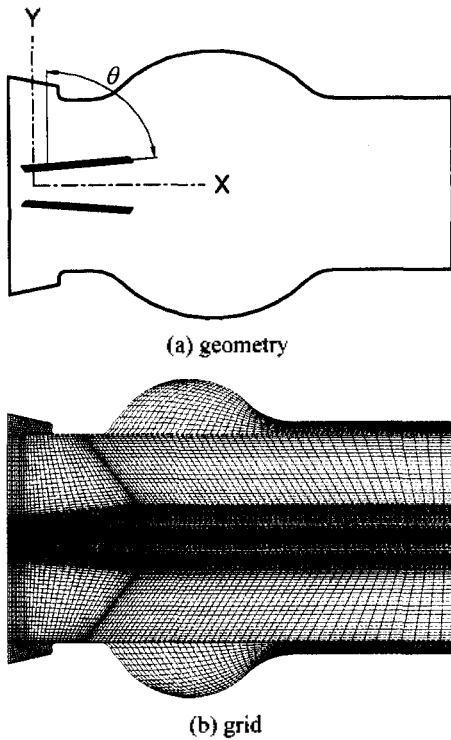


Fig. 2. The geometry and grid of SJMV used for calculation ($\theta=85^\circ$).

는 열리는 과정, 완전히 열린 과정 그리고 닫히는 과정의 3단계에 대해서 고찰하였다.

2.2 유체력계산 및 결과분석

해석결과 판막의 시간에 따른 열림각의 변화를 Fig. 3에 나타내었다. 심실이 수축하면서 판막이 서서히 열리기 시작하여 0.056초에 이르러 최대열림각

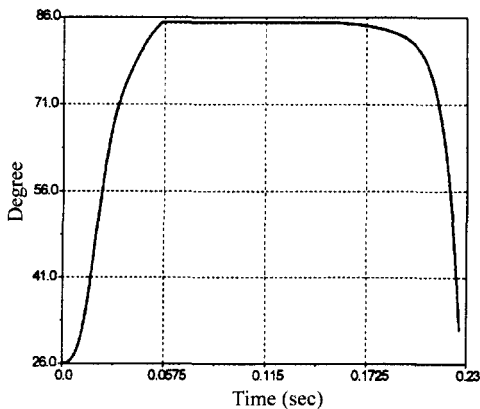


Fig. 3. Transient variation in the open angle of leaflet.

85°에 도달한다. 완전히 열린 이후 닫히기 시작하는 0.145초까지 최대열림각 85°를 유지하며, 0.145초부터 서서히 닫히는 과정을 시작하여 0.2초 이후에서는 급격하게 닫히는 과정을 수행하게 된다. 열리는 과정이 0.056초 걸리는 것에 비하여 닫히는 과정은 약 2배 빠르게 진행되는 것을 알 수 있다. 따라서 급격하게 닫히는 마지막 단계에서 판막의 속도가 매우 빠르므로 판막의 뒤편에 공동현상이 발생할 가능성이 클 것으로 예상된다.

시간에 따른 상부 판막에 작용하는 X방향의 힘, Y방향의 힘, 수직방향의 힘 그리고 힌지 부분에서의 모멘트의 변화가 Fig. 4~7에 제시되었다. 열리는 과정과 완전히 열린 과정 동안 판막에 작용하는 수직 힘과 모멘트 모두 (-)값을 가지고 있으며, 판막이 닫히기 시작하는 0.144초 이후에 모멘트는 서서히 (+)의 값으로 증가하여 판막이 닫히는 거동을 수행함을 알 수 있다.

본 절에서 구할 수 있었던 혈액의 흐름에 대한 시간에 따른 판막의 거동, 판막에 작용하는 힘과 모멘트는 다음 절에서 수행할 기구동역학 해석, 구조역학 해석

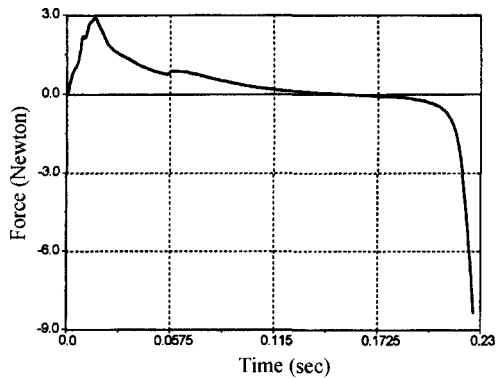


Fig. 4. Transient variation in the fluid force (X direction).

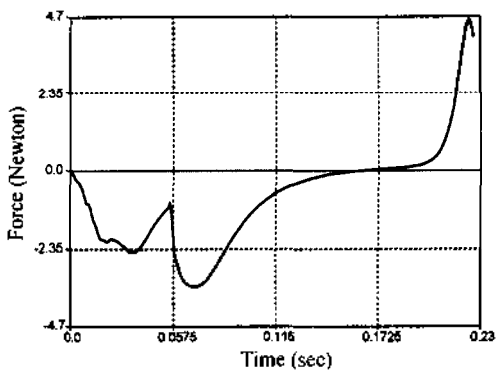


Fig. 5. Transient variation in the fluid force (Y direction).

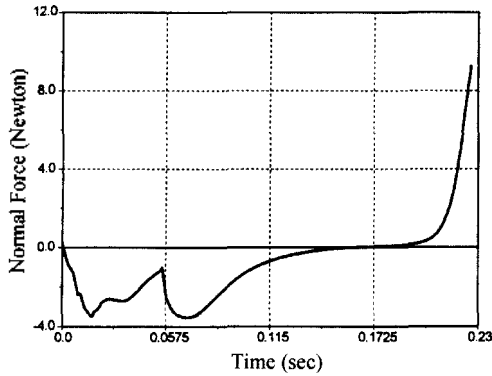


Fig. 6. Transient variation in the normal fluid force.

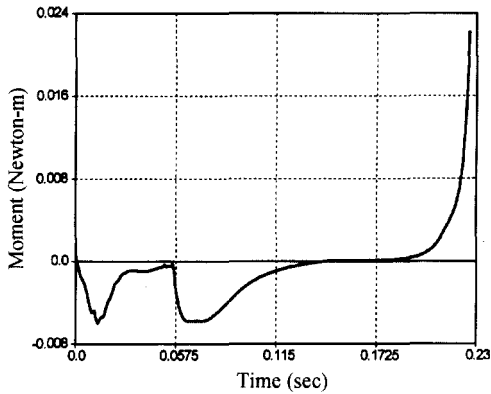


Fig. 7. Transient variation in the moment of fluid force.

단계에서 설계변수 및 구속조건으로 사용된다.

3. 기계식 심장판막의 기구동역학 (Kinetics) 해석

본 절에서는 심장판막의 거동에 대하여 판막을 구성하는 각 부의 정확한 위치, 속도 및 가속도를 규명하고, 혈액의 유동에 대하여 판막에 발생하는 동적인 힘(반력, 토크)의 상태를 구하기 위하여 기구동역학 해석을 수행하였다.

기계식 심장판막의 운동학적 특성과 동역학적 특성을 결정하기 위해서 유체역학 해석을 통해서 결정하였던 시간에 따른 판막의 정확한 거동과 판막에 작용하는 힘/모멘트와 관련된 상호 연관 관계를 고려하였다. 강체요소 링크로 구성된 기계식 심장판막의 기구동역학 해석을 위하여 기구동역학 수치해석 프로그램인 ADAMS를 이용하였다. 구조역학 해석 단계에서 필요한 설계변수와 구속조건의 상호 연관 관계를 구하고자 한다.

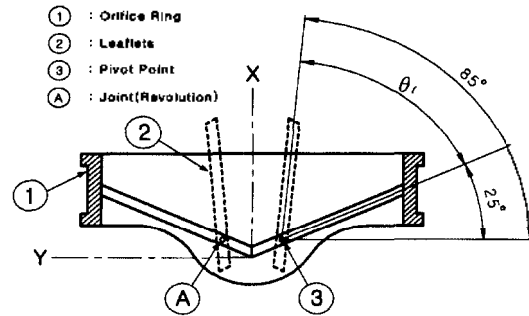


Fig. 8. Kinematic diagram of mechanical heart valve.

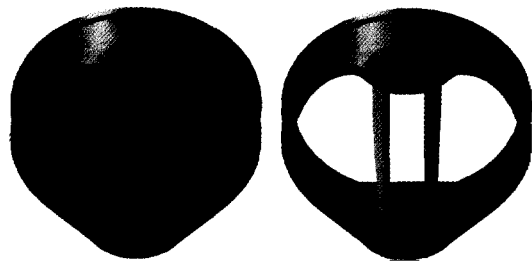
3.1 기계식 심장판막의 기구동역학적 해석모델

기계식 심장판막의 구성은 크게 세 부분으로 되어 있다. 혈액의 흐름을 제어하는 판침(leaflet), 이 판침을 지지하는 원형의 판륜(orifice ring) 그리고 이 판륜을 주위의 심장근육 조직에 꿰매어 부착 고정시키는 역할을 하는 원형의 직물 구조물(sewing cuff)이다. 기준좌표계에 대하여 판막의 거동이 주어지는 경우(25°~85°) 각 조인트의 변위 상태를 구하는 역기구학적 해석법을 응용하여 해석을 수행하였다.

기계식 심장판막의 기구선도는 Fig. 8에 제시되어 있다. 기구선도에 표시된 것과 같이 기계식 심장판막의 기구학 모델은 3개의 link(sewing cuff를 ground로 가정함)와 4개의 joint로 구성되어 있으며, 판막의 회전운동에 대한 2개(좌, 우 판막)의 자유도(mobility: θ_i)를 가진다. ADAMS 프로그램으로 모델링한 기계식 심장판막 기구의 고체모델(solid model)은 Fig. 9에 제시되어 있다.

3.2 기구동역학 해석 및 결과분석

기계식 심장판막의 운동학적 특성과 동역학적 특성을 파악하기 위해서는 판침의 변위, 속도, 가속도, 그리고 각 조인트에서의 반력과 토크등을 알아야 한



(a) open angle $\theta=25^\circ$ (b) open angle $\theta=85^\circ$
Fig. 9. Solid model of SJMV (ADAMS).

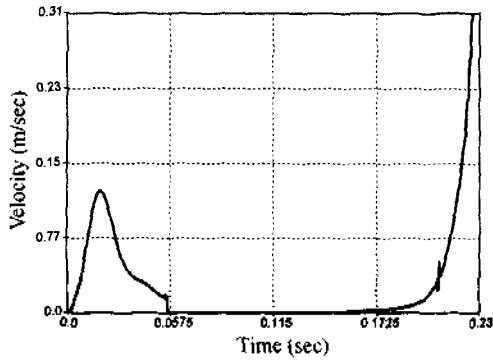


Fig. 10. Transient variation in the velocity of the leaflet.

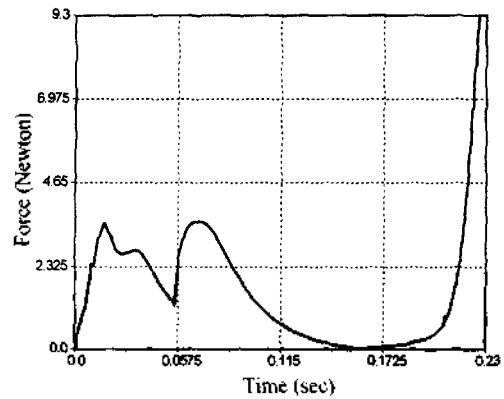


Fig. 12. Reaction force at the joint.

다. 이를 위해서는 판막을 통과하는 혈액 유동에 대한 유체해석 결과 얻은 판막에 작용하는 유체력(Fig. 4~5)을 판막에 작용시켜 이 유체력에 의한 판막 거동의 기구동역학 해석을 수행하여야 한다. Fig. 9에 표시된 기계식 심장판막 모델에 Fig. 4~5의 유체력을 작용시키고 Fig. 3에 표시된 판막의 개폐 각도에 따라서 기구동역학 해석을 수행하였다.

Fig. 10과 11은 판막의 거동에 따른 판침(leaflet)의 속도, 가속도를 나타내고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 판막이 열리기 시작하여 최대열림각 85°에 도달하는 0.056초부터 85°를 유지하는 0.145초까지는 판침의 속도 및 가속도가 “0”임을 알 수 있다. 판막이 급격하게 닫히기 시작하는 0.2초 이후에서는 판침의 속도 및 가속도도 급격히 변화함을 알 수 있다.

Fig. 12는 판막의 거동에 따른 조인트에서의 반력을 나타내고 있다. 판막이 열리기 시작하여 최대열림각 85°에 이르는 0.056초 동안에는 반력의 변화가 심함을 알 수 있으며, 판막이 급격히 닫히기 시작하는 0.2초 이후에는 조인트에서의 반력이 크게 증

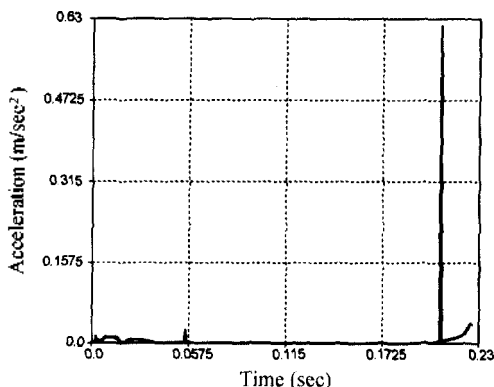


Fig. 11. Transient variation in the acceleration of the leaflet.

가함을 알 수 있다. 반력의 크기가 최대인 판막이 닫히는 순간의 위치에서 구조적으로 큰 변형이 예상되며, 이 위치에서의 반력 및 판침 구조형상에 대한 여러 조건들을 다음 절에서 수행할 구조역학 해석단계에서 설계변수 및 구속조건으로 활용한다.

4. 기계식 심장판막의 구조역학(Structural Mechanics) 해석

기계식 심장판막의 구조적인 변형에 대한 구조역학 해석을 수행하기 위해서는 가장 큰 변형이 예상되는 판막의 운동위치와 그 위치에서의 판막에 작용하는 동적인 힘에 대한 설계 변수를 알아야 한다. 본 절에서는 통합수치해석기법에 의한 하부시스템 해석 단계로서 유체역학 해석 및 기구동역학 해석 단계에서의 상호 연관성을 고려하였다. 앞절에서 수행한 기구동역학 해석결과에서 판막이 닫히는 순간위치에서 판침에 작용하는 유체력이 최대(Fig. 4-6, Fig. 12참조)가 되므로 이 순간 위치에서 판침(leaflet)의 두께에 따른 구조해석을 수행하여 기계적 내구성을 유지하면서 보다 경량화된 판막을 도출해 내고자 한다. 본 연구에서는 유한요소법에 의한 기계식 심장판막의 구조 변형 문제의 해석을 위하여 범용 유한요소 수치해석 프로그램인 NISA를 이용하여 해석을 수행하였다.

4.1 해석모델 및 경계조건

기계식 심장판막의 구조역학 해석을 위한 유한요소 모델은 Fig. 14(a)와 같다. 8개의 절점(node)을 가지는 육면체(hexahedral) 요소로 이루어져 있다. 유한요소 해석시 총유한요소의 개수가 증가한 조밀한 유한요소모델이 좀더 정밀한 해석결과를 줄 것이 에

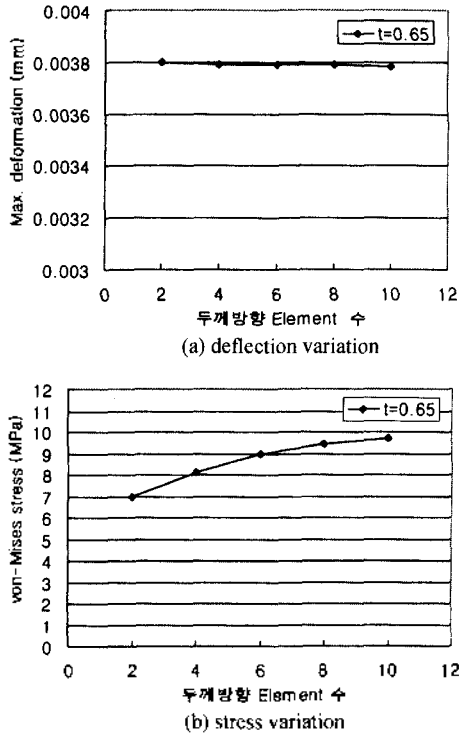


Fig. 13. Maximum deflection and maximum von-Mises stress variations for element number increase along the thickness direction.

상되므로(Fig. 13참조) 두께방향으로 8층의 유한요소를 사용한 모델(Fig. 14(a))로 계산을 수행하였다. Fig. 13에서 보는 것처럼 두께 방향으로 유한요소의 개수를 증가시킬수록 내부응력값 및 변형값이 일정한 값으로 수렴하는 것을 알 수 있다.

판침(leaflets)의 두께 변화에 따른 판막의 경량화 설계시 판륜(orifice ring)은 직접적인 연관이 없으므로 해석에서 제외하였다. 판막이 닫히는 순간 위치에서 판침의 회전 지지부인 hinge 부분(판륜과 접촉하는 한 개의 점)과 판침과 판륜이 만나는 판침의 끝단은 순간적으로 강체인 판륜과 접촉되어 있으므로 모든 자유도를 구속($U_x=U_y=U_z=0$)하여 해석을 수행하였다. 또한 대칭면인 $y=0$ 인 면에서 양쪽 두 개의 판침이 접촉하므로 이 대칭면에서는 대칭경계조건($U_y=0$)이 만족되어야 한다. 또 판침에 작용하는 외력인 유체력은 판침 상부면 전체에 수직으로 균일한 압력으로 작용시켰다(Fig. 14(b) 참조). 판침을 구성하는 물질은 Si-Alloyed PyC으로 가정하였다. 따라서, 해석에 사용된 유한요소 모델의 크기와 물성치는 Table 1과 같다.

한국CAD/CAM학회 논문집 제6권 제1호 2001년 3월

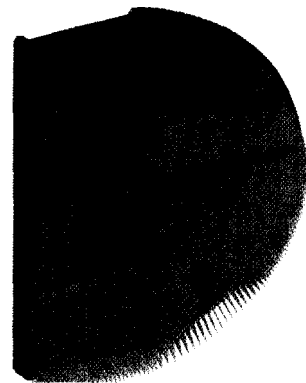
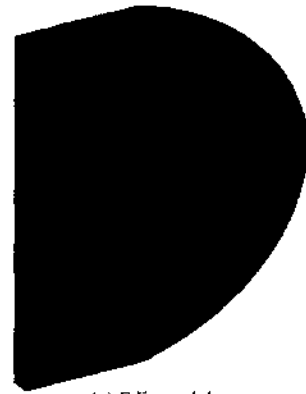


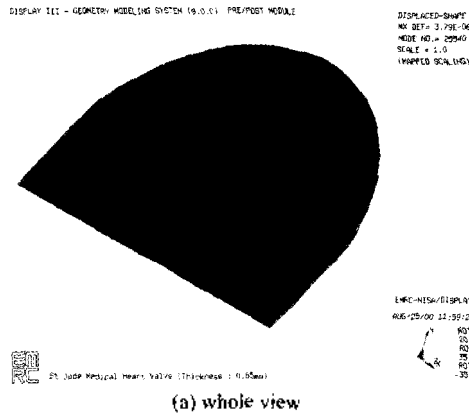
Fig. 14. F. E. model and constraint conditions for mechanical heart valve (SJMV) (thickness=0.65 mm).

Table 1. F. E. model data for mechanical heart valve

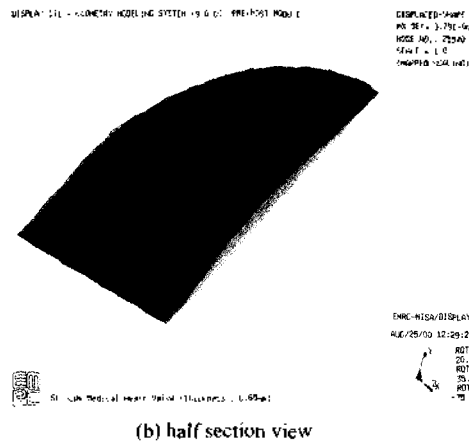
Parameters	Data	Units
No of nodes	71,469	None
No of element	62,400	None
Material properties	E	30.5E09 N/m ²
	v	0.3 None
	ρ	2.116 Kg/m ³

4.2 구조역학 해석 및 결과분석

해석결과로 얻어진 기계식 심장판막에 대한 구조적인 변형과 응력 분포 상태를 Fig. 15, 16에 나타내었다. 변형된 형상을 보았을 때 판막의 중앙부에서 약간 하단부에 큰 변위가 발생함을 알 수 있으며, hinge 부분보다 대칭면 중앙 상단부분에 응력이 가장 크게 발생함을 알 수 있었다. 그러나, 역시 힌지 부분과 판침의 끝단면 하단부분에도 많은 응력이 발생함을 알 수 있다. 판침의 두께 변화에 따른 판침



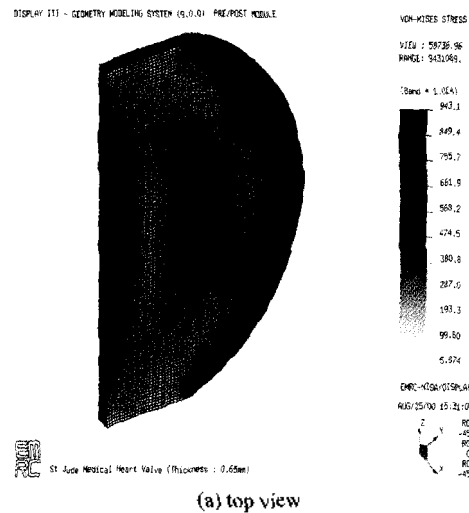
(a) whole view



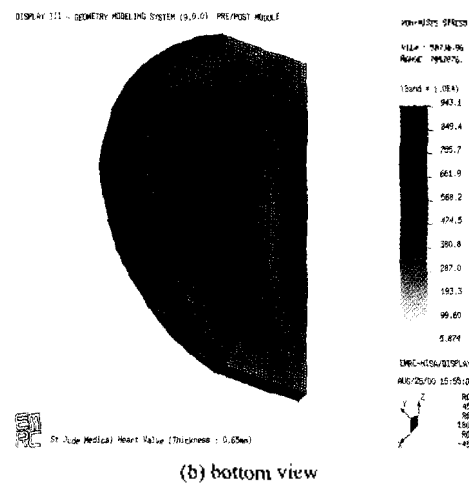
(b) half section view

Fig. 15. Deformed shape of mechanical heart valve (thickness =0.65 mm).

중양에서 약간 하단부분에 발생하는 최대 변위의 크기와 대칭면 중앙 상단부분에서 발생하는 최대 응력의 크기를 Table 2 및 Fig. 17에 비교하여 나타내었다. 표 및 그림에 나타난 바와 같이 두께 변화에 따른 최대 응력의 크기를 비교하였을 때 재료가 가지는 항복응력(yield stress) 407.7 MPa 보다 작은 값을 가지므로(안전율을 고려하여도) 안전하나, 판침의 두께가 얇아질수록 발생하는 변위와 내부응력값은 커짐을 알 수 있다. 따라서 판침의 두께가 얇아질수록 판막의 구조적 강도는 작아짐을 알 수 있다. 판막의 내구성을 결정하는 판막 구조의 기계적 강도는 항복응력과의 비교로도 판단할 수 있으나 응력과 변형도의 관계가 선형성을 잃을 때도 절대적인 것은 아니지만 위험하다고 볼 수 있다. 기타 좌굴현상이 발생한 경우도 구조적으로 취약하다고 볼 수 있으나 본 논문에서 취급하는 판막구조는 해석 결과를 분석했을 때 작용하는 유체력에 대하여 좌굴현상은 절대



(a) top view



(b) bottom view

Fig. 16. Stress distribution of mechanical heart valve(thickness =0.65 mm).

발생하지 않는다고 볼 수 있다. 왜냐하면 판침에 작용하는 외력인 유체력이 판침의 상부면에 수직방향으로만 작용하지 판침의 외곽면에 수직방향으로는 작용하지 않기 때문이다. 대부분의 좌굴현상은 이와 같이 단면에 수직방향으로 작용하는 하중에 의하여 발생한다. 따라서 본 해석에서 어느정도의 판침두께까지가 판막의 내구성을 결정하는 강도를 유지하는지를 결정하기 위해서는 판침의 두께가 얇아졌을 때 판막내부에 발생하는 응력과 변형도의 선형성을 체크 해보는 것이 유일한 방법이다. 분명히 판침에 대 변형이 발생했을 경우라도 판침에 파단이 발생하지 않으면 판막은 안전하다. 그러나 수십, 수백억번 반복운동을 할 때마다 똑같은 대변형이 반복적으로 발

Table 2. Structural analysis results for various external fluid pressures and thicknesses

두께 (mm)		압력 (KPa)				
		24.05	44.05	64.05	84.05	104.05
0.5	Max. def. (mm)	0.00437	0.00801	0.0116	0.0153	0.0189
	von-Mises Stress (MPa)	8.385	15.36	22.33	29.30	36.28
0.55	Max. def. (mm)	0.00332	0.00609	0.00885	0.0116	0.0144
	von-Mises Stress (MPa)	6.761	12.38	18.00	23.62	29.25
0.6	Max. def. (mm)	0.00259	0.00475	0.00691	0.00907	0.0112
	von-Mises Stress (MPa)	5.826	10.67	15.52	20.36	25.21
0.65	Max. def. (mm)	0.00207	0.00379	0.00551	0.00724	0.00896
	von-Mises Stress (MPa)	5.149	9.431	13.71	17.99	22.28
0.7	Max. def. (mm)	0.00168	0.00308	0.00448	0.00588	0.00728
	von-Mises Stress (MPa)	4.321	7.915	11.51	15.1	18.7
0.75	Max. def. (mm)	0.00139	0.00255	0.0037	0.00486	0.00601
	von-Mises Stress (MPa)	4.157	7.615	11.07	14.53	17.99

생한다고 했을 때에는 판첩의 두께를 조절하여 유체력이 작용시 판첩에 대변형이 발생함을 미리 방지하는 것이 판막의 내구성을 유지하는데 있어서는 매우 중요하다. 따라서 판첩의 두께가 얇아짐에 따라 판막내부에 발생하는 응력과 변형도의 선형성을 체크

하기 위하여 Table 2 및 Fig. 17의 해석결과로부터 각 두께별로 Fig. 18의 응력 대 변형도(최대변형값)의 관계를 구하였다. 그림(Fig. 18)에서 보는 바와 같이 두께가 어느정도(0.5 mm, 0.55 mm) 얇아지면 예상한대로 선형성을 잃어버림을 알 수 있다. 따라서 본 연구 결과로 분석해 볼 때 본 연구에서 분석한 판첩의 두께들중 크기가 0.6 mm 두께까지는 구조적으로 판막의 내구성이 유지된다고 볼 수 있다는 결론을 얻을 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 기계식 심장판막의 구조해석 및 최적설계 문제와 같이 많은 설계 변수와 구속 조건을 수반하는 여러 분야의 공학적 해석 및 설계상의 문제에 수치해석기법을 적용하여 구조해석을 수행하였다.

기계식 심장 판막의 경량화 설계를 목적으로 판첩(leaflet)의 두께를 결정하기 위해서 유체역학 해석에 의하여 예측된 판첩에 작용하는 압력분포를, 외력 및 판성력에 의한 동적 힘의 상태를 결정하는 기구동역학 해석에 사용하였다. 유체역학 및 기구동역학 해석을 통해서 판막에서 구조적으로 큰 변형이 예상되는 위치인 판막이 닫히는 위치에서의 판막구조 형상에 대하여 구조역학해석을 수행하였다. 해석결과 판첩의 두께가 0.6 mm 이내에서는 동일한 외력 조건하에서 물질의 선형성을 잃어버리는 특성을 나타내므로 판첩의 두께가 0.6 mm까지의 판막은 구조적으로 안전하다고 볼 수 있다. 따라서, 본 연구의 결과에 의하면 판첩의 두께가 0.6 mm까지의 판막을 설계하

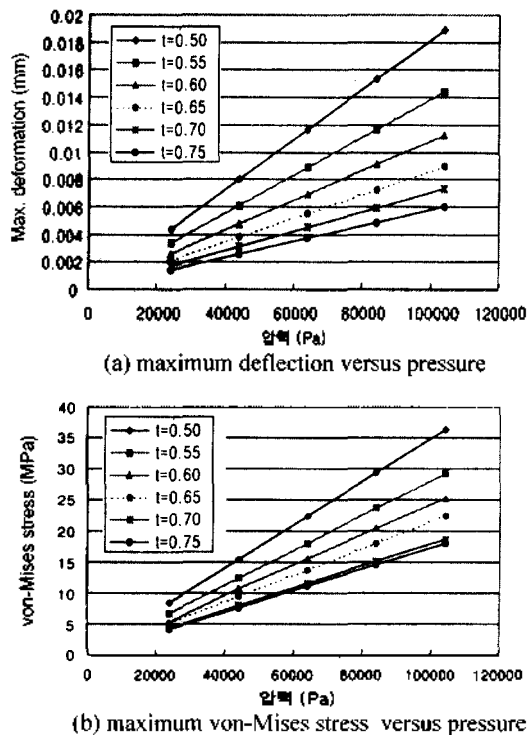


Fig. 17. Structural analysis results for various leaflet thicknesses (t=thickness).

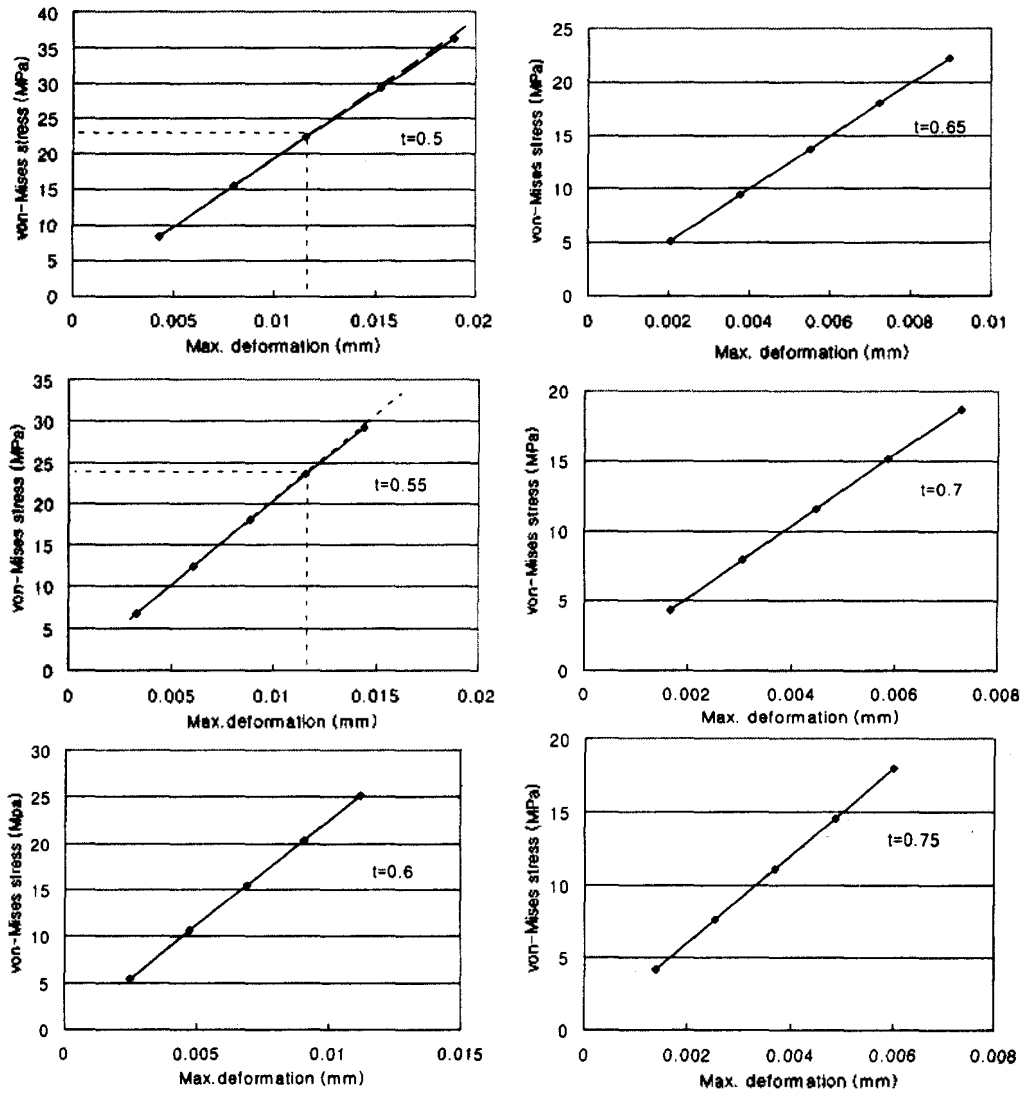


Fig. 18. Maximum von-Mises stress versus maximum deflection curves for various leaflet thicknesses (t=thickness).

는 것은 판막의 내구성 측면에서 큰 문제가 없다는 결론을 얻을 수 있다.

참고문헌

1. Yoganathan, A. P., Corcoran, W. H., Harrison, E. C. and Cari, J. R., "The Bjork-Shiley aortic prosthesis: Flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth", *Circulation*, Vol. 58, pp. 70-76, 1978.
2. Pantalos, G. M., Everett, S. D., Mohammad, S. F., Burns, G. L., Solen, K. A., Reynolds, L. O. and Olsen, D. B., "Quantification of perivalvular thrombus forma-

tion in blood pumps by coordinate mapping", *Artificial Organs*, Vol. 14(5), pp. 348-354, 1990.

3. King, M. J., Corden, J., David, T. and Fisher, J., "A three-dimensional, time-dependent analysis of flow through a bileaflet mechanical heart valve: comparison of experimental and numerical results", *J. biomechanics*, Vol. 29, No. 5, pp. 609-619, 1996.
4. Krafczyk, M., Cerrolaza, M., Schulz, M., Rank, E., "Analysis of 3d transient blood flow passing through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods", *J. biomechanics*, Vol. 31, pp. 453-462, 1998.
5. 이계한, 서종천, "인공판막 후부 공동부가 판막의 수력학적 성능에 미치는 영향", *의공학회지*, Vol. 19,

- No. 3, pp. 297-303, 1998.
6. Thubrikar, M.L., Selim, G., Robicsek, F. and Fowler, B., "Effect of the sinus geometry on the dynamics of bio-prosthetic heart valves (abstract)", *Ann. Biomed. Eng.* 24, S3, 1996.
 7. Jong, H., Wang, George Guo, Stefan Schreck, Michael Prisco, "A Numerical Study of Flow Through a Mechanical Heart Valve", *Advanced Engineering*, ASME, Vol. 33, 1996.
 8. Kiris, C., Rogers, S., Kwak, D. and Chang, I. E., "Computation of Incompressible Viscous Flows Through Artificial Heart Devices with Moving Boundaries", *Contemporary Mathematics*, Vol. 141, p. 237, 1993.
 9. John, M., Siegel, Jr., Vinod, B., Makhijani, Ashok, K., Singhal, "Experimental-Numerical Analysis of Mitral Mechanical Heart Valve Fluid Dynamics and Cavitation Potential", *Advances in Bioengineering*, ASME, Vol. 33, 1996.
 10. Joanne Hopmeyer, Patrick W. Wilkerson, Robert A. Levin, Ajit P. Yoganathan, "Computational simulations of the flow convergence method for the quantification of mitral valve regurgitation: comparison of Fluent and CFD-ACE", *Advances in Bioengineering*, ASME, Vol. 33, 1996.
 11. *Physician's Manual St. Jude Medical Pyrolytic Carbon Heart Valve*, St. Jude Medical, Inc., 1988.



방혜철

1998 홍익대학교 기계설계학과 학사
 2000 홍익대학교 대학원 기계설계학과 석사
 2000-현재 KEC(Korea Engineering Consulting) 엔지니어
 관심분야: CAE에 의한 구조해석 및 설계, MDO에 의한 통합구조해석기술개발



김창녕

1979년 서울대학교 공과대학 기계공학과 학사
 1981년 서울대학교 대학원 기계공학과 석사
 1989년 미국 UCLA(University of California, Los Angeles) 대학원 공학박사
 1989년~1990년 미국 UCLA(University of California, Los Angeles) Post Doctor
 1990년~1992년 국립금오공과대학교 조교수
 1992년~현재 경희대학교 기계산업시스템공학부 교수
 관심분야: 혈류역학(Hemodynamics), 환경유체역학(Environmental Fluid Mechanics), 자기유체역학(Magneto-hydrodynamics), 전자장비 냉각설계(Cooling Design of Electronic Equipment)



권영주

1979 서울대학교 공과대학 기계공학과 학사
 1981 서울대학교 대학원 기계공학과 석사
 1987 미국 미시간대학교(The University of Michigan, Ann Arbor) 대학원 공학박사
 1987~1988 미국 ADAPCO 엔지니어
 1988~1990 미국 EMRC(기계공학연구소) 수석연구원
 1990~1996 한국과학기술연구원(KIST) 선임연구원
 1996-현재 홍익대학교 기계정보공학과 부교수
 관심분야: 박판교체구조물 구조해석(Structural Analysis of Plate & Shell), 탄성/소성 대변형 구조해석(Large Elastic & Plastic Structural Deformation Analysis), 좌굴해석(Buckling Analysis), 열탄성해석(Thermal Elasticity Analysis), 유한요소법개발(Finite Element Method Development), MDO에 의한 통합구조해석기술개발