

기계식 심장판막의 충격력에 관한 실험적 연구

이정환*, 천길정**

*원광대학교 대학원 기계공학과, **기계공학과

An Experimental Study on the Impact Force of a Mechanical Heart Valve Prostheses

J. H. Lee, G. J. Cheon

Dept. of Mech. Eng., Won-Kwang Univ.

ABSTRACT

Impact force and strains induced by impact between the occluder and the struts have been measured with force sensor and strain gages. The maximum reaction force was about 25N, and the calculated impact force on the root of the struts amount about 9~17N. Impact force on the inlet strut is greater than that of the outlet strut, but the strain on the outlet strut is much higher than that of the inlet strut. These values might cause severe damage on the valve in the critical cases. The results of this study may be extended for the analysis of the endurance limit and optimal design of the struts and occluder.

서론

인공판막의 성능은 여러 가지 요인에 의해 좌우되는데, 기계적 파괴 현상은 인공 판막 치환 환자의 생명을 순간적으로 위협할 수 있기 때문에 기계적 내구성은 인공 판막의 개발과 성능 안정을 위해서 매우 중요한 인자로 여겨지고 있다. 실제로 환자에게 이식된 인공 판막이 파괴되는 현상이 다수 관찰되었으며^[1,2,3], 이에 대해 필자와 Chandran은 비교적 단순한 해석 모델을 사용하여 해석한 바 있었다^[4,5]. 그 결과, 몇 가지 항목에 있어서 실험치와 근사한 결과를 얻은바 있었으나 지지대에 작용하는 충격력이 예상치 보다 과대한 경향을 보이고, 충격 후 도로 열리는 각도 또한 실제치 보다 큰 것으로 계산되었다. 이후 필자는 스퀴즈 필름(SF:squeeze film)효과를 고려하여 충격력값을 다시 계산하였다^[6,7]. 기존의 연구에 있어서 판막 전후의 압력과 유량등은 측정된 바 있으나 밸브판의 각속도나 밸브판과 지지대 사이의 충격 데이터를 얻는 실험은 행해진 바가 없다. 따라서 본 논문에서는 실험적인 방법으로 충격력을 직접 측정하고 그 결과를 이론적 해석 결과와 비교하여 이론 해석 모델의 타당성과 판막의 내구성을 검토해 보고자 한다.

충격력을 측정하는 방법으로는 i) 밸브판의 각속도를 측정하여 충격치를 추정하는 방법, ii) 지지대와 밸브판에 변형률 게이지를 부착하여 순간

변형률 값을 측정된 후 이로부터 등가 충격력을 추정하는 방법, iii) 판막 자체에 가속도계를 달아 그 가속도 값을 충격력으로 정량화하는 방법, iv) 포스센서를 이용하여 판막과 일체로 조립한 뒤 충격력을 구하는 방법 등이 있을 수 있다. 본 실험에서는 포스센서와 변형률 게이지를 이용하여 충격력과 응력을 측정하였으며, 차후 다른 방법들을 이용하여서도 실험을 수행해 보고자 한다. 본 실험에 사용된 판막은 27mm Bjork-Shiley 단엽식 기계판막이다.

실험 장치 및 방법

1. 실험 장치

혈액 순환계의 기능을 할 수 있는 모의 순환계와 판막의 거동을 관찰하기 위한 실험장치를 제작하였다. 본 실험에 사용된 인공 판막의 충격력 측정을 위한 모의 순환계의 사진과 원리도는 Fig. 1과 같다. 모의 순환계는 대동맥의 압력을 유지하기 위한 arterial reservoir부와 대정맥 압력을 유지하기 위한 venous reservoir부, 측정 판막과 포스센서가 설치된 판막 고정구 및 심장 역할을 하는 펌프로 구성되어 있다. 펌프는 직선 왕복 운동형으로서 AC 써보 모터에 의해 제어되며, 박동수, 압축기/수축기 비율, 박출량등이 조절 가능하며, 순환 유체는 첨가제를 섞지 않은 물을 사용하였다.

밸브 고정구는 Fig. 2와 같으며 판막 전후의 조건을 심장내와 유사하게 하기 위해 곡물을 주었고, 유선을 관찰하기 위해 판막 설치 위치 전후 양쪽으로 길게 경사를 주었다. 정확한 치수 및 형상은 가공 조건을 고려하여 결정하였으며, 재질은 투명 아크릴을 사용하였고, 판막 전후 0.050m 위치에 절대압 측정용 센서(Eaton 4541-75)를 설치하였다.

Fig. 3은 밸브 고정구로서, 포스센서(PCB205B)와 판막의 결합은 판막 충격력의 손실을 줄이기 위해 직접 접촉하도록 조립했으며, 누수방지를 위해 실리콘 판과 동판을 사용하였고 고정구의 재질은 황동을 사용하였다.

Fig. 4는 정지판에서의 변형률을 측정하기 위해 유출 지지대와 유입 지지대가 링과 연결되는 점에 변형률 게이지(MM EA-06-015LA-120)를 부착한 모습이다.

2 실험 및 해석 방법

먼저 서보모터를 가동시켜 박동을 하고 Reservoir 부의 밸브 컴플라이언스를 조절하여 대동맥의 압력이 100-160 mmHg가 되도록 조절한 후, 센서에서 나오는 신호들을 앰프를 통해 PC에 설치된 A/D 컨버터(Flash-12)에 연결하여 데이터를 처리하였으며, Sampling ratio는 2KHz로 측정하였다. 박동수와 박출량은 각각 70BPM(beat per minute) 및 $1.0 \times 10^{-4} \text{m}^3/\text{sec}(6 \text{ l/min})$ 로 잡았다.

밸브판과 지지대가 접촉될 때 발생한 충격력은 판막 프레임과 접촉된 포스센서에 모두 전달되며, 판막 프레임에 작용하는 회전모멘트의 영향으로 접촉 부위에서의 반력은 O점에서 0이 되고, 프레임 끝에서 최대가 된다(Fig. 5). 따라서 판막 프레임에 걸리는 분포 반력을 등가 집중력으로 환산하면 그 크기는 포스센서에 의해서 측정된 크기와 동일하며, 그 작용 위치는 도심의 위치로서 힌지부 O점으로부터 판막 프레임의 끝까지 길이의 2/3배인 위치로 결정할 수 있다. 이를 기준으로 J점과 N점에 작용하는 충격력을 산출하기 위해서 힘과 모멘트 평형방정식을 세우면 다음과 같다.

$$F_N + F_J - 2F_J = 0 \tag{1}$$

$$2lF_J + aF_N - h'F_N = 0 \tag{2}$$

여기에서 l, a, h' 는 Fig. 5와 같이 각 힘이 작용하는 위치이며 F_N 은 N점의 충격력, F_J 는 J점의 충격력, F_N 은 포스센서에서 측정된 힘을 나타낸다. 식(1)과 식(2)를 연립하여 풀면 미지력 F_N 과 F_J 는 다음과 같이 결정된다.

$$F_N = \frac{h' - l}{l + a} F_J \approx 0.36 F_J \tag{3}$$

$$F_J = \frac{h' + a}{2(l + a)} F_N \approx 0.68 F_N \tag{4}$$

결과 및 고찰

Fig. 6은 심실과 대동맥의 압력, 포스센서에 의한 충격력 및 유출 지지대에 작용하는 변형률을 보이고 있다. 충격력은 판막이 닫힐 때만 관찰되며, 대동맥의 압력이 100-160mmHg의 범위를 가질 때 포스센서에 의해 측정된 최대치는 대략 20-25N의 범위를 갖는다. 측정된 충격력 값은 J점과 N점의 충격력을 포함한 값으로 밸브링 전체가 포스센서에 미친 충격력이 되며, 식 (3)과 (4)에 의해 계산된 힘 F_N, F_J 은 각각 17N 및 9N이다. 이론적 해석에 의한 밸브판과 지지대 사이의 충격력은 J점에서 제일 크며, 그 최대크기는 약 40N 이었다^[7]. 이때 반발계수는 $e=0.5$, 지지대와 밸브판의 탄성계수 및 포아송비는 각각 209 GN/m², 0.3 및 27.6 GN/m², 0.23으로 선정하였다^[8]. 이론 해석에 의한 충격력과 측정치가 일치하지 않고 약 20N정도의 차이를 보이나, 이는 이론 해석시 모델링의 단순화 과정과 반발계수등의 물성치의 오차, 데이터 측정시 노이즈등의 영향에 의한 것으로 판단된다. 그러나 해석

치와 실험치가 동일 차원의 크기를 가지므로 필자들이 개발한 인공판막의 동적거동 해석 모델이 여러가지 단순화 가정을 이용한 간략한 모델임에도 불구하고 매우 실제적이고 합리적인 모델임을 알 수 있다.

따라서 향후 해석시에는 유체 유동을 2차원 유동으로 고려하고 오리피스 형상을 원형으로 하여 변수들을 수정하며, 측정시에는 유동관의 컨플라이언스를 조절하여 실제 압력과 유사하도록 하고, 유출 지지대 및 유입 지지대 뿐만 아니라 밸브판에도 변형률 게이지를 부착하여 밸브판의 개폐시 발생하는 충격력 및 응력들을 측정하면 보다 정확한 결과 값을 얻을 것으로 사료된다. 또한 압력과 유량, 박동수에 따른 충격력과 응력을 측정하여 데이터화 하면 설계 자료로서 이용 가능할 것으로 판단된다.

Ritchie등^[3]은 실험적 방법에 의해 유입 및 유출 지지대에 작용하는 하중이 각각 15.7N 및 9.1N이며, 이 값은 판막 프레임이 90년 정도의 작동 수명을 갖기에 충분한 값이라고 발표한 바 있는데, 그들의 하중 측정 결과와 본 연구 결과에서의 하중은 매우 근사한 범위에 있다. 본 연구에서 측정된 유출지지대에 발생하는 최대 변형률은 2.4×10^{-4} 이며, 그에 의한 응력은 약 47MPa이다. 판막 프레임으로 사용되는 스테인레스의 항복강도의 값이 대략 200-250MPa의 값을 가지는데, 의료 장비에 요구되는 높은 안전율과 내구 한도 값이 항복강도 보다 매우 낮다는 사실을 고려할 때, 현재 사용되고 있는 밸브판의 강도는 장기간의 안전을 보장하기에 충분한 값이 못됨을 알 수 있다.

계산된 충격력은 유입 지지대 쪽에서의 값이 유출 지지대 쪽에서의 값 보다 두배 정도 높으나, 측정된 변형률은 유출정지핀 쪽에서 훨씬 높고 유입정지핀 쪽에서는 거의 측정되지 않았다. 이는 유출정지핀의 구조가 외팔보(cantilever) 구조로서 휘어지기 쉬운 반면에, 유입정지핀은 연결된 구조로서 변형이 어렵기 때문인 것으로 판단된다. 따라서 지지대가 들출 되어 있는 형태의 밸브를 설계하거나 개선할 경우에는 가능한 한 외팔보 형태를 피하거나 그 강도를 보다 더 강화시켜야 할 것으로 판단된다.

Fig. 6에서의 압력과 모양이 실제 생체내의 압력 파형과 동일하지 않은 것은 혈관의 컨플라이언스와 튜브의 컨플라이언스가 같지 않고, 펌프 구동도 실제 심장과 동일한 제어가 이루어지지 않았기 때문인 것으로 사료된다. 따라서 모의 순환계의 저항과 컨플라이언스를 좀더 조절하고 측정 신호의 노이즈를 제거하면 보다 실제적인 값이 얻어질 것으로 판단된다.

결 론

모의 순환계와 충격력 측정 장치를 설계 제작하여 밸브판과 지지대의 충격에 의한 충격력과 응력을 측정하였다. 측정된 최대 충격력을 이용하여 계산된 충격점에서의 등가 충격력은 약 17N이었다. 이 값은 기존에 발표된 이론 해석치와 동일차원이기는 하나 아직 상당한 차이를 보이고 있으므로, 보다 실제적인 해석을 위해서는 모델링을 좀더

구체화하고 충격력 측정방법을 보다 정확히 하여야 할 것으로 판단된다.

측정된 최대 응력치는 지지대의 강도가 장기간의 안전을 보장하기에 충분한 값이 못됨을 보여주고 있고, 따라서 판막의 안전성을 높이기 위해서는 지지대의 강도를 보다 더 강화해야 함을 알 수 있다.

변형률은 유출 정지판 쪽에서 훨씬 높고 유입 정지판 쪽에서는 거의 측정되지 않았기 때문에, 앞으로 기계식 심장 판막을 설계할 경우에 유출 지지대의 강도를 유입지지대의 강도보다 더 높게 부여해야 할 것으로 판단된다.

참고문헌

1. Chandran, K. B., C. S. Lee, S. Aluri, K. C. Dellsperger, S. Schreck, D. W. Weiting, 1994, "Pressure Distribution Near the Occluders and Impact Forces on the Outlet Struts of Bjork-Shiley Convex-Concave Valves During Closing", Proc. 2nd World Cong. Biomech., p.199.
2. Klepetko, W., 1989, "Leaflet Fracture in Edwards-Duromedics Bileaflet Valves", J. Thorac. Cardiovas. Surg., Vol. 97, pp. 90~94.
3. Ritchie, R. O., Lubock, P., 1986, "Fatigue Life Estimation Procedures for the Endurance of a Cardiac Valve Prosthesis : Stress/Life and

Damage-Tolerant Analyses", ASME J. Biomech. Eng., Vol. 108, pp. 153~160.

4. Cheon, G. J., Chandran, K. B., 1993, "Dynamic Behavior Analysis of Mechanical Monoleaflet Heart Valve Prostheses in the Opening Phase", ASME J. of Biomechanical Engineering, Vol. 115, pp. 389~395

5. Cheon, G. J., Chandran, K. B., 1994, "Transient Behavior Analysis of a Mechanical Monoleaflet Heart Valve Prosthesis in the Closing Phase", ASME J. of Biomechanical Engineering, Vol. 116, pp.452~459.

6. Cheon, G. J., Chandran, K. B., 1995, "Dynamics of a Mechanical Monoleaflet Heart Valve Prosthesis in the Closing Phase: Effect of Squeeze Film", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 23, pp.189~197.

7. 천길정, 1995, "스퀴즈필름효과를 고려한 인공심장밸브의 닫힘시 동적거동 해석", 대한기계학회 논문집, 제19권 제2호, pp.443~450.

8. Prabhu, A. A., Hwang, N.H.C., 1988, "Dynamic Analysis of Flutter in Disk Type Mechanical Heart Valve Prostheses", J. Biomechanics, Vol. 21, No. 7, pp 585~590.

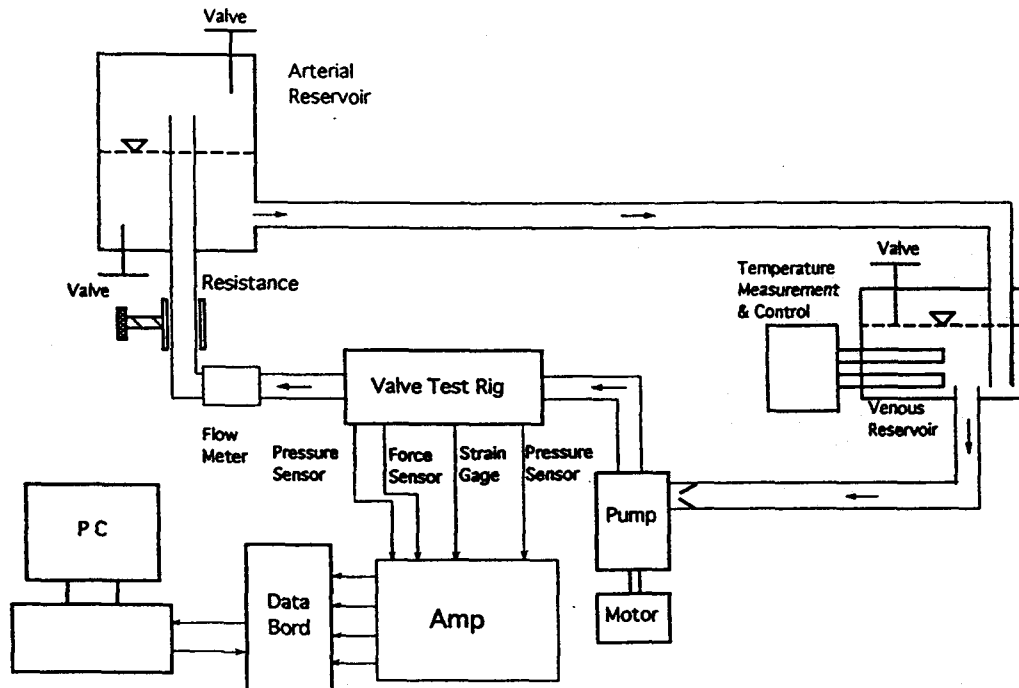


그림. 1 실험 장치 구성도
Fig. 1 Schematic diagram of the experimental apparatus

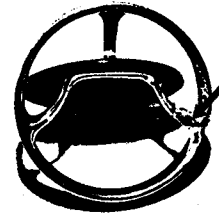
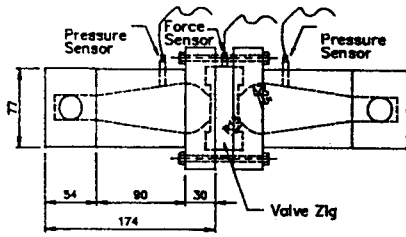


그림. 4 스트레인 게이지
Fig. 4 Photograph of a strain gage

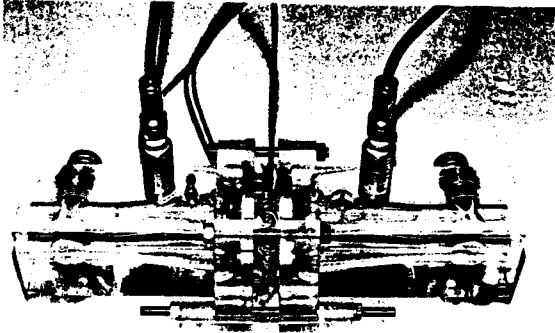


그림. 2 밸브 설치 고정구의 사진과 구성도
Fig. 2 Photograph and schematic diagram of a valve setting rig

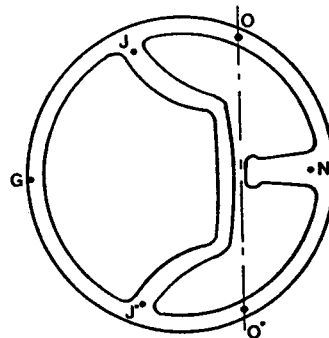
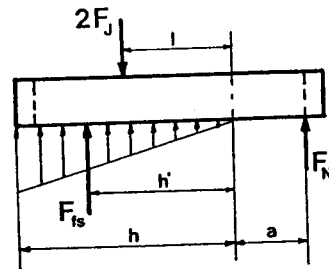


그림. 5 충격시 링과 포오스 센서간의 반력 관계도
Fig. 5 Schematic diagram showing reaction forces between the ring and the force sensor during impact



그림. 3 밸브 고정구
Fig. 3 Photograph of a valve zig

기계식 심장판막의 충격력에 관한 실험적 연구

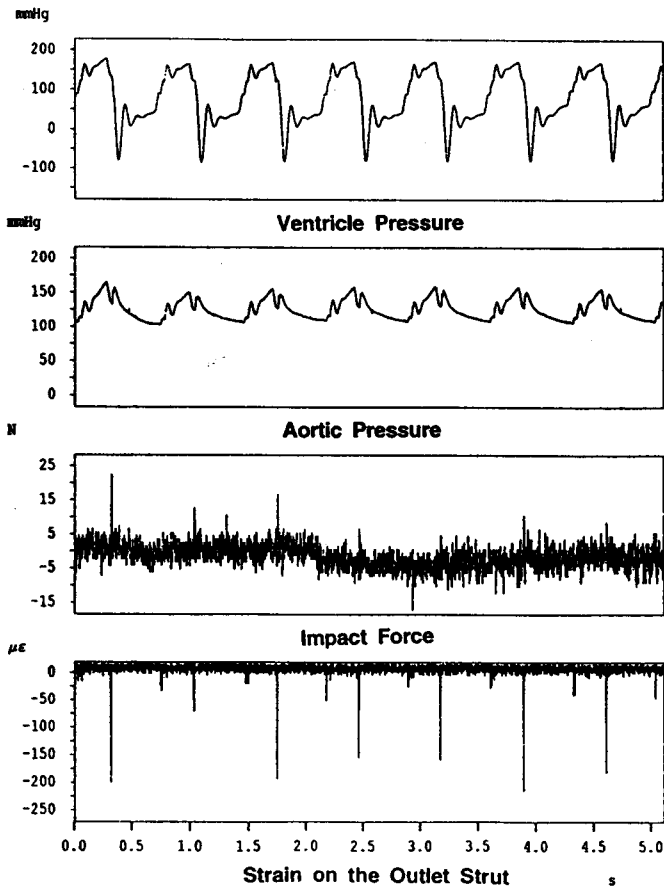


그림. 6 압력, 충격력, 변형률 실험결과

Fig. 6 Experimental results showing pressures, impact force and strain