

인공판막 후부 공동부가 판막의 수력학적 성능에 미치는 영향

이 계 한·서 종 천

명지대학교 공과대학 기계공학과
(1998년 2월 27일 접수, 1998년 5월 28일 채택)

The Effects of Distal Sinus on the Hydrodynamic Performance of the Prosthetic Heart Valves

K. Rhee, J. C. Seo

Department of Mechanical Engineering, School of Engineering
Myongji University

(Received February 27, 1998, Accepted May 28, 1998)

요 약 : 판막 후부의 공동부는 판막의 닫힘 거동과 판막 주위의 혈류 유동장을 변화시켜 인공 판막의 수력학적 성능에 영향을 미칠 수 있다. 기계식 이엽 판막(SJMV), 폴리머 단엽 판막(MLPV), 폴리머 삼엽 판막(FTPV)을 판막 후부에 공동부가 있는 시험부와 공동부가 없는 직관형 시험부에 설치하여 모의 순환 장치에서 판막의 수력학적 성능을 평가하였다. 판막의 누수량은 공동부가 있는 시험부에서 약간 작았고, 수축기 평균 압력 강하는 크게 나타났으나 통계적으로는 큰 차이가 없었다. 따라서 판막 후부의 공동부는 판막의 수력학적 성능에 큰 영향을 나타내지 않았다. 유량 파형의 해석 결과 판막 후부 공동부는 MLPV에서는 판막의 닫힘에 큰 영향을 주지 않았으나, SJMV에서는 판막의 닫힘이 일찍 시작하게 하였고, 이 영향은 FTPV에서 더욱 크게 나타났다. FTPV는 공동부가 있는 시험부에서 역류 최대 유량이 감소하였으므로 판막 후부에 공동부는 판막의 급격한 닫힘에 의한 역류 제트의 발생을 감소시키리라 기대된다.

Abstract : The sinus distal to the prosthetic heart valve influences the valve closure behavior and velocity field near the valve, therefore affects the hydrodynamic performance of the prosthetic heart valve. In order to study the effects of valve distal geometry on the hydrodynamic performance of the prosthetic valves, mechanical bileaflet valve(SJMV), monoleaflet polymer valve(MLPV) and trileaflet polymer valve(FTPV) are inserted in the test sections which have the straight and the sinus shape distal to the valve. Leakage volumes and systolic mean pressure drops are measured in the pulsatile mock circulation flow loop. Leakage volumes are slightly less and systolic mean pressure drops are higher in the sinus test section comparing to those in the straight test section, but the differences are statistically insignificant. Flow waveforms are analyzed in order to predict the valve closure behavior. The distal sinus does not affect the closure of the MLPV, but early valve closure of SJMV is observed in the sinus test section. This effect is more significant in FTPV, and the reverse flow peak of FTPV is reduced in the sinus test section. Therefore the sinus distal to the valve can reduce the reverse flow jet caused by sudden valve closure.

Key words : prosthetic heart valve (인공판막), hydrodynamic performance(수력학적 성능), distal sinus(후방 공동부), valve closure behavior(판막 닫힘 거동)

서 론

심장이 질병 또는 심혈관계 수술 후 제 기능을 수행하지 못할 경우 심실 보조기가 사용된다. 심실 보조기는 심장 치환 수술 또는 심장의 기능 회복까지 한시적으로 사용되고 있다. 심실보

표 1. 시험된 인공판막의 제원

Table 1. Specification of the tested prosthetic heart valves

| Name | Type | Leaflet Material | I.D.(mm) | O.D.(mm) | Leaflet Thickness(mm) |
|------|-------------------------------|------------------|----------|----------|-----------------------|
| SJMV | Bileaflet Mechanical Valve | Pyrotic Carbon | 21 | 22.5 | |
| MLPV | Monoleaflet Polymer Valve | Polyurethane | 21 | 26 | 0.1 |
| FTPV | Flat Trileaflet Polymer Valve | Biospan | 19 | 23.5 | 0.2 |

조기는 인공심실의 수축 및 이완에 따라 유입부와 유출부의 두 개의 판막이 개폐를 반복하며 맥동류를 만들며, 판막의 기능은 심실보조기의 성능을 결정하는 중요한 역할을 한다. 심실보조기에는 기계식 인공판막과 폴리머 인공판막이 사용되고 있으며, 다양한 설계의 인공판막이 제작되어 사용되고 있다. 사용되는 기계식 판막은 대부분 타이타늄 지지대와 열분해 카본판으로 구성되어 있으며 경사판형이나 양엽식 판막이 상품화되어 사용되고 있다[1]. 고분자 판막은 혈액 적합성이 우수한 폴리우레탄 계열의 고분자를 이용하여, 대동맥 판막과 유사한 삼엽식, 일엽식 및 이엽식 판막 등이 개발되어 심실 보조기에 사용되고 있다[2].

인공판막의 성능은 압력강하와 역류량 등의 수력학적 변수와 판막 주위의 와류 및 난류의 형성 등에 따른 유동양상의 특성에 의해 평가된다. 수력학적으로 우수한 판막은 판막 전후의 압력강하가 낮고 역류량이 적어서 심실의 작은 압력으로 많은 심박출량을 얻을 수 있다. 인공판막을 사용할 때 발생하는 혈류역학적 문제는 혈전의 형성과 기계적 용혈 현상이다. 인공판막은 개폐판에 의해 혈류의 유동을 방해하며, 이에 따라 판막 주위에 와류, 정체 및 재순환 지역이 발생하게되며, 이는 혈액이 응고하여 혈전이 생기게되는 원인이 된다[3]. 기계적 용혈현상은 판막 주위에 발생하는 난류에 의한 응력과 판막 통과 시 생기는 혈류제트에 의한 응력으로 인해 적혈구가 파괴되는 현상이며[4], 높은 응력에 의한 혈소판의 활성화로 인해 혈전의 형성을 촉진하게된다[5]. 일반적으로 기계식 판막은 내구성 및 신뢰성이 우수하고 낮은 압력강하의 수력학적 성능이 우수하나 지지대와 개폐판 사이의 역류에 의한 역류량의 증가와 용혈현상, 강체의 개폐에 의한 수격효과 등이 문제로 지적된다. 고분자 판막은 낮은 역류량, 저 소음, 제작의 용이 및 제작비용의 절감 등의 장점이 있으나, 내구성과 혈전의 형성 등이 문제점으로 지적된다. 심실보조기는 수 주내의 단기간 사용을 목적으로 하므로, 내구성의 비중이 작으며 항혈전성이 우수한 고분자 재료의 개발과 고분자의 항혈전 처리 기술의 향상으로 고분자 인공판막은 심실보조기에 사용하기 적합하다[6]. 또한 고분자 판막은 혈액 주머니, 캐놀라와 연결 튜브 없이 제작할 수 있으므로, 틈새에서 발생할 수 있는 혈전을 감소시킬 수 있다. 다양한 설계의 고분자 판막 중 실제 대동맥 판막과 유사한 형태를 갖는 삼엽식 인공판막은 중심류를 유지시켜 주며, 판막의 끝단의 개폐시 이동거리가 짧아 역류량이 작고 수력학적 성능이 우수하다. 본 연구실에서는 삼엽식 판막의 개구 면적을 증가시키고 판막 전후의 차압을 감

소시키기 위해, 열림판 부분을 불룩한 평면으로 열려있는 형상으로 제작하여 그 수력학적 성능을 향상시킨 바 있다[7].

인체내의 대동맥관 후부에는 Sinus of Valsalva라는 공동부가 있으며, 이는 판막의 개폐에 중요한 역할을 한다. 심박출시 판막이 열리며 공동부에는 와류가 형성된다. 이 와류는 판막의 뒤로 젖혀짐을 방지하며 공동부 내의 압력을 높게 유지시킨다. 수축부 후반에 혈류가 감속되면, 공동부와 판막 중심의 압력차로 인해 판막이 닫히게된다[8]. 따라서 판막 후부의 공동부는 심실수축기 후반부터 판막을 닫히게 함으로, 판막의 닫힘에 따른 역류량(closing volume)을 줄이며 급격한 판막의 닫힘에 따른 혈류의 역류 제트를 감소시킨다. 또한 공동부의 와류에 의해 열림판 지지부의 씻어짐(wash out)을 향상시켜, 혈전의 형성을 예방할 수 있다. Steenhoven등[9]은 기계식 판막과 삼엽식 판막의 개구 면적을 측정함으로써 판막의 닫힘 거동을 연구하여 기계식 판막에 비해 삼엽판막은 판막의 닫힘이 천천히 이루어짐을 보였다. Sturm등[10]은 세 가지 다른 형상의 공동부에 대해 정성적인 유동 관측과 공동부 내의 최대 선회속도를 측정하여, 공동부 형상에 따른 와류 형성 특성을 연구하였다. 본 연구는 다양한 인공판막을 공동부가 있는 시험부와 공동부가 없는 직관형 시험부에 설치하여, 역류량, 압력 강하, 유량 파형을 측정하여 판막 후부의 공동부가 다양한 판막의 수력학적 성능에 미치는 영향을 고찰하여 이를 심실보조기 설계에 응용하고자 한다.

실험방법

실험에 사용된 삼엽식 판막(FTPV)은 판막의 열림판이 불룩한 평면 모양을 가져 판막이 열렸을 때 개구 면적을 크게 설계하였고, 열림판은 판막이 닫혔을 때 판막의 밀착을 좋게 하기 위해 열림판 끝단을 밸브 프레임보다 약 5 mm길게 제작되었다[7]. 염화비닐수지(PVC)로 제작된 밸브 프레임에 설계된 알루미늄-황동 몰드를 끼워 넣고, Biospan-DMAC(dimethylacetamide) 용액을 침적 코팅하여 0.2 mm두께를 갖는 열림판을 제작하였다. 열림판의 모양이 평면형으로 제작하고 열림판 모서리가 날카롭게 제작하여, 판막의 열림 쉽고 닫힌 후 역류가 적도록 설계되었다. 판막의 성능을 비교하기 위해 St. Jude Medical사의 양엽식 기계판막(SJMV)과 서울대 의공학과에서 제작된 단엽식 폴리머밸브(MLPV)가 사용되었다. MLPV는 원형 폴리머 판막을 방사성 지지대의 중앙에 핀으로 연결한 모양으로 제작되었다(그림 1). 사용된 인공 판막의 재원은 표 1에 나타나있

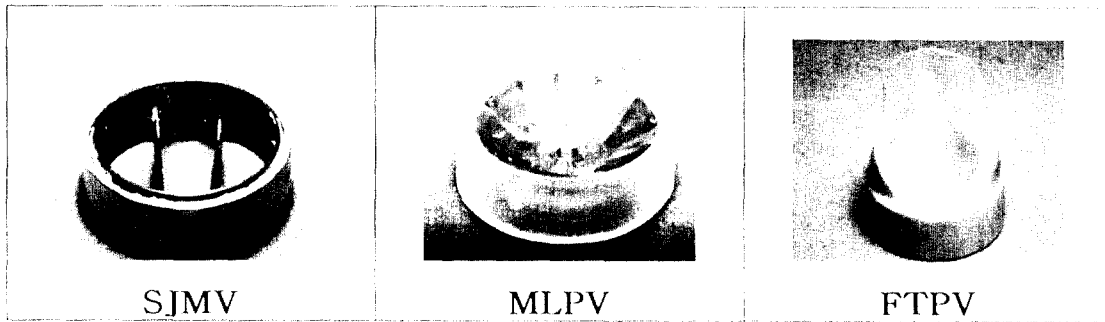


그림 1. 사용된 인공판막의 사진

SJMV (St. Jude Medical 이엽식 기계 판막), MLPV (단엽식 폴리머 판막), FTPV(삼엽식 폴리머 판막)

Fig. 1. Pictures of the tested prosthetic heart valves

SJMV(St. Jude Medical bileaflet mechanical heart valve), MLPV (monoleaflet polymer valve), FTPV(trileaflet polymer valve)

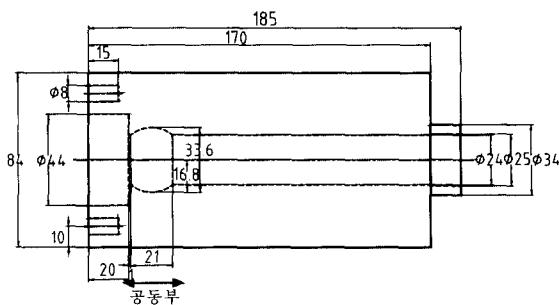
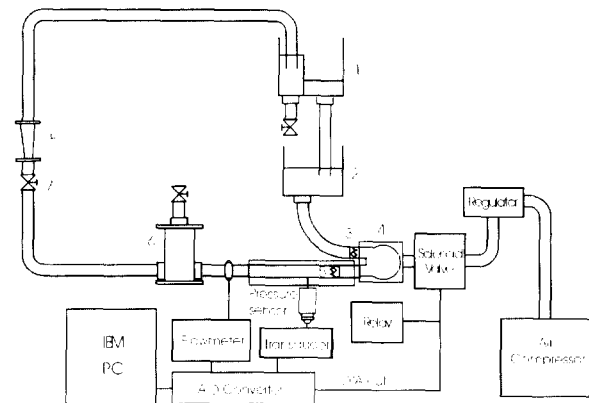


그림 2. 판막 후부에 공동부를 갖는 시험부의 재원 (단위 : mm)

Fig. 2. Dimensions of the sinus test section (unit : mm)

다.

판막 후부 공동부가 인공판막의 수력학적 성능에 미치는 영향을 고찰하기 위해 판막 후부가 직관형을 갖는 시험부와 공동부(sinus)를 갖는 시험부가 아크릴을 이용하여 제작되었다. Sinus를 갖는 시험부는 Swanson과 Clark[11]이 제시한 인간의 Sinus of Valsalva 모델을 기초로 제작되었다. 세 개의 오목한 공동부가 120도 간격으로 배치되어 있는 모양의 제작이 어려우므로, Sturm 등[10]이 제시한 모델을 이용하여 축대칭 모양의 공동부를 갖도록 제작되었다(그림 2). 직관 시험부는 공동부가 없이 내경이 24 mm인 직관으로 제작되었다. 이 실험부는 맥동류를 발생시키는 모의순환장치에 삽입되었다. 모의순환장치는 공압식 심실보조기, 컴플라이언스 통, 유량 조절 밸브, 저수조 등으로 구성되어 있으며(그림 3), 작동유체로는 물에 글리세린을 36% 섞어 혈액과 유사한 점도를 갖는 혈액 유사 용액을 만들어 사용하였다($\mu=3.5$ cP, $\rho=1.01$ g/cc at 25°C, μ : 점도, ρ : 밀도). 공압식 심실보조기는 압축 공기를 솔레노이드 밸브의 개폐를 조절하여 구동하였으며, 박동수는 분당 60 회(수축기 간 : 350 msec)이고 심박출량은 95 cc/stroke로 고정하였다. 컴플라이언스 통의 공기 부피와 저항을 조절하여 판막 후부의 압



- 1. Constant Reservoir
- 2. Reservoir
- 3. Ventricles
- 4. Ventricles
- 5. Aortic Valve
- 6. Compliant Chamber
- 7. Control Valve
- 8. Rotameter

그림 3. 모의순환장치의 개략도

Fig. 3. Schematic diagram of the mock circulation flow loop

력을 80-120 mmHg로 유지하였다. 유량을 측정하기 위해 전자기 유량계(Carolina Medical Electronics Inc. 501A)를 판막 후부에 위치시켰으며, 판막 전후의 압력차를 측정하기 위해 스트레인게이지형 차압측정기(Druck Inc., PDCR2161)를 사용하였다. 차압계의 사용범위는 ± 350 mbar이며, 온도변화에 따른 오차는 $-20^{\circ}\text{C} \sim 80^{\circ}\text{C}$ 에서 $\pm 1.5\%$ 이다. 압력차 측정은 판막 전 관직경(D) 위치와 판막 후 3D(직관 시험부) 및 5D(sinus 시험부)에 각각 수행하였다. 측정된 유량 및 압력 파형 신호는 AD 변환기(Data Translation, Model 2835)에서 500 Hz로 샘플 되어 컴퓨터에 저장되었다. 측정된 유량 및 차압 파형을 이용하여 판막의 역류량 및 수축기 평균 압력강하가 계산되었다. 1회 박출당 압력 및 유량 파형의 미소한 변화가 있으므로 14개의 사이클을 평균하여 역류량과 평균 압력강하를 계산하였다.

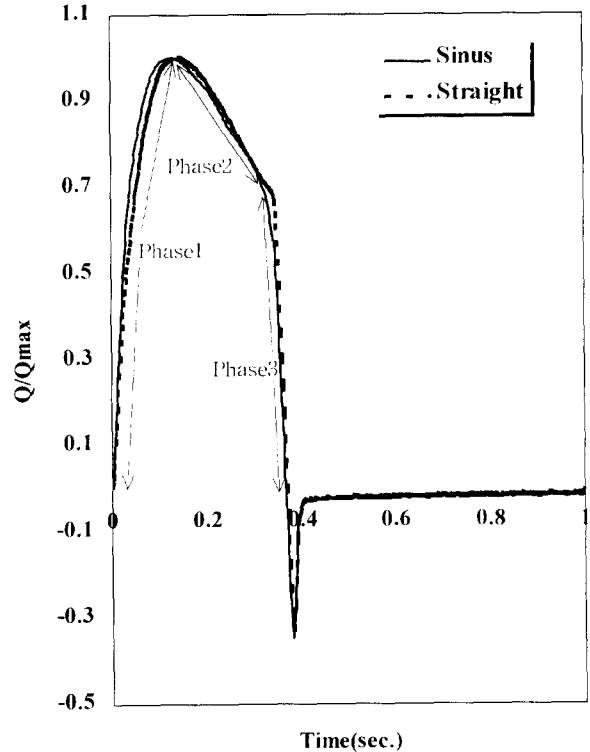
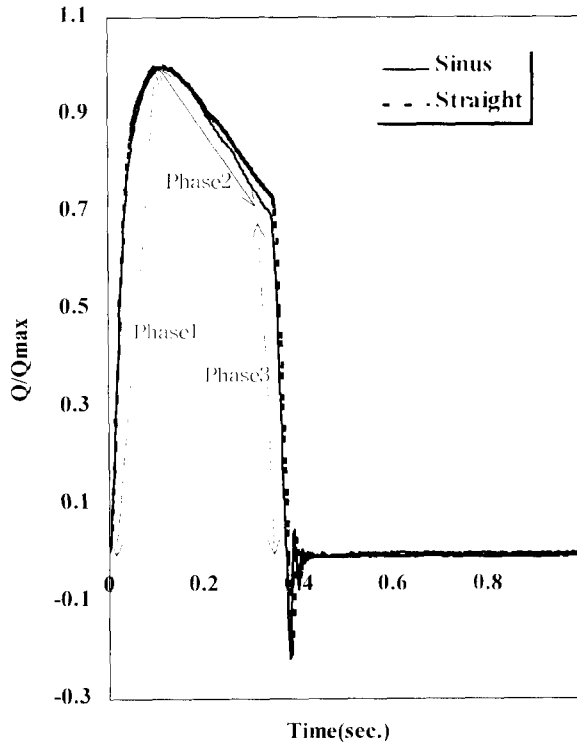


그림 4. MLPV의 무차원화된 유량파형.

유량(Q)은 최대 유량(Qmax)으로 무차원화 되었고, 실선은 판막 후부에 공동부를 갖는 시험부, 점선은 직관형 시험부에서의 유량을 나타낸다

Fig. 4. Normalized flow waveform of MLPV

Flow rates(Q) are normalized by the maximum flow rate(Qmax). The solid line and dotted line show the flow waveform in the sinus test section and the straight test section, respectively

그림 5. SJMV의 무차원화된 유량파형.

유량(Q)은 최대 유량(Qmax)으로 무차원화 되었고, 실선은 판막 후부에 공동부를 갖는 시험부, 점선은 직관형 시험부에서의 유량을 나타낸다

Fig. 5. Normalized flow waveform of SJMV

Flow rates(Q) are normalized by the maximum flow rate(Qmax). The solid line and dotted line show the flow waveform in the sinus test section and the straight test section, respectively

결과 및 고찰

측정된 유량 파형은 전형적인 대동맥 유량 파형과 유사한 모습을 보이며, 판막의 특성 및 판막후부의 형상의 차이에 따라 직관형 및 sinus형 시험부에 대해 심박출량이 차이를 나타냈다. 각 판막에 대해 판막 후부 형상의 영향을 고찰하기 위해, 유량을 최대 유량으로 무차원화 하였다. 심실의 수축이 시작되어 유량이 가속하게 되며, 판막 후부의 압력 강하에 따라 유량이 감소하며 판막이 닫히게 된다. 판막이 닫히는 과정에서 역류가 발생하며(closing volume), 판막이 닫힌 후 열림판과 프레임의 틈새로 혈액이 역류하게 된다(leakage volume). 판막의 역류량은 1회 심박출당 이 두 부피를 모두 더한 것으로 나타낸다. MLPV는 판막이 닫힌 후(그림 4에서 $t > 0.4$ sec) 유량 파형이 거의 0에 가까우므로 심실로 역류되는 누수량이 거의 없으나, SJMV는 판막이 닫히고 난 후 닫힘판과 판막 프레임의 틈으로 혈류가 계속 누수 되고 있다. 이는 그림 5에서 유량파형이 판막이 닫힌

후 ($t > 0.4$ sec) 음의 값을 나타내고 있음으로 확인 할 수 있다. FTPV에서는 판막이 닫힌 후 진동하는 유량파형을 보이고 있다(그림 6). 이는 판막이 급격하게 닫힌 후 발생하는 수격효과(water hammer effect)에 의한 것이다. 실제 순환계에서는 혈관의 탄성이 이를 완충시켜주나, 딱딱한 실험부에서는 압력파의 반사에 의한 맥동파가 형성된다. MLPV와 SJMV는 판막이 강체이거나 폴리머판막이 방사선 프레임에 의해 지지되므로 압력파의 진동에도 역류되는 유량파형이 관찰되지 않는다. FTPV에서는 판막이 닫힌 후 역류는 거의 발생하지 않으나, 판막이 닫힌 후 진동하는 압력파에 의해 유연한 판막이 닫힌 상태에서 진동하여 판막 후부에서 측정된 유량 파형은 진동하는 양상을 띄게 된다. 이는 한쪽 끝이 막힌 튜브에 진동하는 압력파를 가하였을 때, 막힌 단면이 유연한 막으로 되어 있을 경우는 막의 진동에 따른 왕복 유동이 관찰되나 막힌 면이 강체일 경우 왕복 유동이 발생하지 않는 경우와 같은 상황이다. 따라서 판막이 닫힌 후 유량파형에서 나타나는 진동하는 유량의 음의 부분은 실제 판막을 통과하는 역류량을 나타내지 않는다. 심실 이완기에 잉

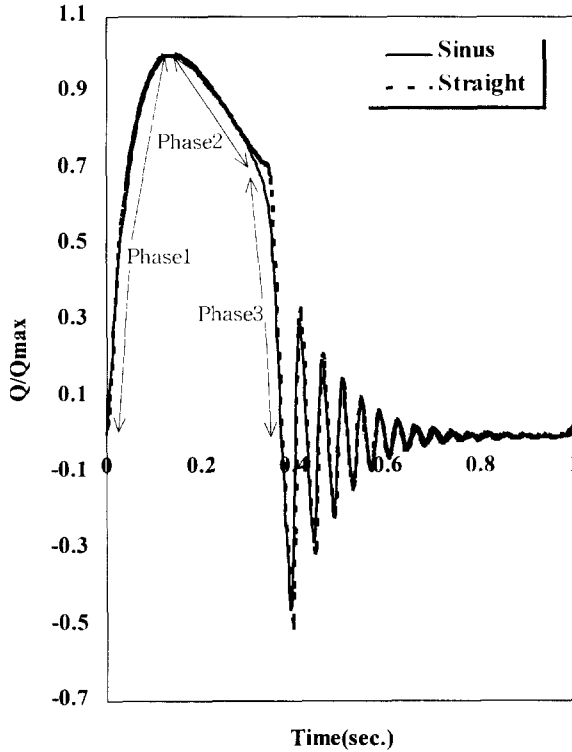


그림 6. FTPV의 무차원화된 유량파형
 유량(Q)은 최대 유량(Qmax)으로 무차원화 되었고, 실선은 판막 후부에 공동부를 갖는 시험부, 점선은 직관형 시험부에서의 유량을 나타낸다
Fig. 6. Normalized flow waveform of FTPV
 Flow rates(Q) are normalized by the maximum flow rate(Qmax). The solid line and dotted line show the flow waveform in the sinus test section and the straight test section, respectively

크를 주입하는 유동가시화 방법을 이용하여, 판막이 닫힌 후 FTPV의 누수가 없음을 확인하였다. 판막의 후부 형상이 판막의 닫힘에 미치는 영향을 고찰하기 위해 직관 시험부와 sinus 시험부의 유량파형이 각 판막에 대해 비교되었다. 수축기 동안 유량파형은 세 부분(Phase)으로 분류할 수 있다. 판막이 열림에 따라 유량이 증가하는 부분에서는 유량파의 급격한 가속이 관찰된다(Phase 1). 판막이 완전히 열려있는 부분에서는 유량의 점진적인 감소를 보이며(Phase 2), 압력이 강하여 유량이 감소하기 시작하는 부분에서는 유량파의 급격한 감속이 나타난다(Phase 3). Phase 2에서 Phase 3으로 천이되는 유량 감속 부분에서 판막이 닫힘이 시작된다. MLPV는 직관모델과 sinus 모델에서 Phase 2에서 Phase 3로의 천이가 급격하며, 이는 판막의 닫힘이 급격하게 시작함을 나타내며 이는 판막 후부의 형상에 관계없이 유사한 양상을 나타내고 있다(그림 4). SJMV에서는 Phase 2-3의 천이가 직관 시험부에서는 급격하나, sinus 시험부에서는 약간 완만하게 나타나고 있으며(그림 5), 이는 판막의 닫힘이 sinus 시험부에서 일찍 시작하고 있음을 나타낸다.

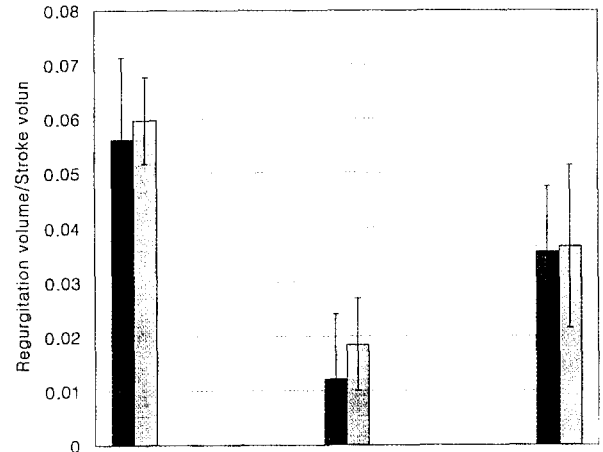


그림 7. 실험된 판막의 심박출량 당 역류량
 흰 상자는 공동부가 있는, 검은 상자는 직관형 시험부에서 측정된 역류량을 나타낸다. 오차는 $\pm 2\sigma$ (표준편차)를 나타낸다
Fig. 7. Regurgitation volume per stroke volume for the tested valves
 Open boxes and solid boxes are representing regurgitation volumes for sinus and straight test section, respectively. Error bars show $\pm 2\sigma$ (standard deviation)

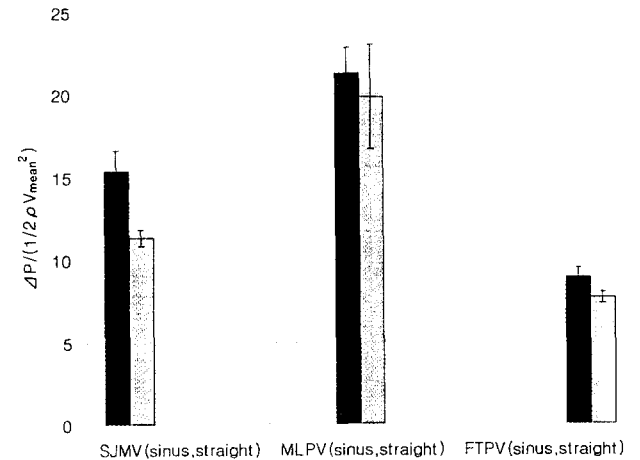


그림 8. 실험된 판막의 무차원화된 수축기 평균 압력 강하
 무차원화된 평균 압력 강하는 평균 압력 강하를 동압($1/2\rho U^2$, ρ : 밀도, U: 판막 개구면에서의 평균속도)으로 나뉘 계산되었다. 흰 상자는 공동부가 있는, 검은 상자는 직관형 시험부에서 측정된 압력강하를 나타낸다. 오차는 $\pm 2\sigma$ (표준편차)를 나타낸다
Fig. 8. Nondimensionalized systolic mean pressure drops for tested valves
 Nondimensionalized systolic mean pressure drops are calculated by dividing the mean pressure drop by dynamic pressure ($1/2\rho U^2$, ρ : density, U: mean velocity at the valve orifice). Open boxes and solid boxes are representing pressure drops for sinus and straight test section, respectively. Error bars show $\pm 2\sigma$ (standard deviation)

이 영향은 FTPV에서 더욱 크게 나타난다. FTPV는 Phase 2-3 천이가 sinus 모델에서 더욱 일찍 시작하여 판막이 천천히 닫히

고 있음을 나타낸다(그림 6). FTPV의 역류 파형의 최대값은 sinus 시험부에서 작게 나타났다. 따라서 sinus는 와류에 의해 판막의 닫힘을 일찍 시작하게 하고, 역류의 최대값을 감소시키므로 역류제트에 의한 적혈구의 파괴를 감소하는 역할을 기대할 수 있다.

판막의 역류량은 각 사이클에 대해 유량파형의 음의 값을 갖는 부분을 적분하여 14 사이클에 대해 평균하여 심박출량(stroke volume) 당 역류량을 계산하였다. 판막의 종류와 판막 후부의 형상에 따라 심박출량이 약간 차이가 있었으므로, 역류량을 각 각의 심박출량으로 나누어 그림 7에 나타났다. 역류량은 심실 이완기 동안 닫힘판과 프레임의 틈으로 역류가 있는 SJMV가 가장 컸으며, FTPV, MLPV순으로 역류량이 크게 나타났다. Sinus를 갖는 시험부에서 역류량은 직관 시험부에 비해 역류량이 약간 작게 나타났으나 통계적으로는 유의하지 않았다($p < 0.05$). 수축기 평균 압력강하를 계산하기 위해 측정된 차압을 수축기 동안 적분하여 14 사이클 동안 평균하였다. 판막 전후의 평균 압력강하는 혈류유동이 판막에 의해 저항을 받아 발생하는 압력의 손실을 나타낸다. 혈류유량이 커지면 압력강하는 증가하므로, 혈류 유량이 다를 경우 평균 압력강하는 판막의 혈류 유동에 대한 저항을 나타내는 객관적 지표가 되지 못한다. 판막의 종류와 판막 후부의 형상에 따라 심박출량이 일정하지 않으므로, 혈류 유동에 대한 판막의 저항을 나타내는 객관적 지표로 평균 압력강하를 동압($1/2\rho U^2$, U: 판막 개구면에서의 평균속도)으로 무차원화하여 그림 8에 나타났다. 이는 압력손실계수라는 무차원 변수이다. 평균 압력강하는 MLPV가 가장 컸으며, SJMV, FTPV순으로 나타났다. 각 판막에 대해 sinus가 있는 시험부에서 압력강하가 크게 나타났으며, 이는 와류의 형상에 따른 압력의 손실 때문으로 여겨진다.

결 론

판막의 후부 형상이 판막의 혈류역학적 성능에 미치는 영향을 고려하기 위해 직관형과 sinus형을 갖는 두 시험부에서 이엽식 기계 판막(SJMV), 단엽식 폴리머 판막(MLPV), 삼엽식 폴리머 판막(FTPV)이 시험되었다. 역류량은 sinus 시험부에서 약간 작게 나타났고 수축기 평균 압력강하는 sinus 시험부에서 조금 크게 나타났으나 통계적으로 유의하지 않았다. 따라서 판막 후부의 공동부는 판막의 수력학적 성능을 나타내는 역류량과 수축기 평균압력강하에는 큰 영향을 주지 않았다. 유량파형의 해석 결과 판막 후부 sinus는 MLPV에서는 판막의 닫힘에 큰 영향을 주지 않았으나, SJMV에서는 판막의 닫힘을 일찍 시작하게 해주었고, 이 영향은 FTPV에서 더욱 크게 나타났다. 또한 sinus 시험부에서 FTPV가 닫히기 직전 발생하는 역류의 최대값을 감소시켰다. 이는 공동부에 발생한 와류에 의한 영향으로 여겨지며 판막 후부에 공동부를 만들므로 판막의 급격한 닫힘에 의한 역류제트의 발생을 감소시키리라 기대된다. 판막이 닫히는

동안 발생하는 역류 제트에 의해 용혈현상이 발생하기 쉬우므로, 역류제트의 감소는 기계적 용혈현상을 완화시키는 효과를 기대할 수 있다. 또한 공동부에서 생기는 와류는 판막 후부의 씻어짐(wash out)을 향상시켜 혈전의 형성을 억제할 수 있다. 본 실험에서 사용된 공동부는 축대칭형이므로, 세 개의 공동부가 120도 간격으로 배치되어 있는 실제 Sinus of Valsalva와 유사한 형상의 공동부에서는 판막의 수력학적 특성이 다를 수 있으므로 공동부 형상에 따른 판막의 혈류역학 연구가 수행되어야 할 것이다. 또한 판막 후부의 유동장 측정이 본 연구에서 수행되지 않았으므로, sinus 내부의 와류형성 및 판막에서의 역류제트 존재를 확인하기 위해 판막 주위의 유동장의 측정 등이 향후 수행되어야 할 것이다.

후 기

본 연구는 보건의료기술 연구개발사업 의료생체공학 분야의 지원에 의해 수행되었음.

참 고 문 헌

1. M. M. Black, P. J. Drury and W. B. Tindale, "Twenty-five years of heart valve substitutes: a review", Journal of the Royal Society of Medicine, Vol. 76, pp 667-680, 1983
2. H. Shim and J. A. Lenker, "Heart valve prosthesis", in Encyclopedia of medical devices and instrumentation, John Wiley and Sons, pp. 1457-1474, 1988
3. A. P. Yoganathan, W. H. Corcoran, E. C. Harrison and J. R. Cari, "The Bjork-Shiley aortic prosthesis: Flow characteristics, thrombus formation and tissue overgrowth", Circulation, Vol. 58, pp 70-76, 1978
4. A. P. Yoganathan, H. S. Sung, Y. R. Woo and M. Jones, "In vitro velocity and turbulent measurements in the vicinity of three new mechanical aortic heart valve prosthesis", J of Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 95, pp 929-939, 1988
5. J. T. Baldwin, J. M. Tarbell, S. Deutsch and D. B. Gaselowitz, "Mean velocity pattern within a ventricular assist device", ASAIO, Vol. 35, pp 429-433, 1989
6. G. E. Chetta and L. R. Lloyd, "The design, fabrication and evaluation of a trileaflet prosthetic heart valve", Trans of the ASME, Vol. 102, pp 34-41, 1980
7. 김혁필, 이계한, "삼엽식 인공판막의 수력학적 성능평가에 관한 연구", 의공학회지, 제18권, 2호, pp 147-155, 1997
8. C. S. F. Lee and I. Talbot, "A fluid mechanical study of the valve closure of heart valves", J Fluid Mech, Vol. 91,

- pp 41-63, 1979
9. A. A. Van Steenhoven, J. A. G. van Duppen, J. W. G. Gauwenberg, "In vitro closing behavior of Bjork-Shiley, St. Jude and Hancock heart valve prosthesis in relation to the in vivo recorded aortic valve closure", J of Biomechanics, Vol. 15, No. 11, pp 841-848, 1982
10. C. Sturm, L. Wei, J. C. Woodard and N. H. C. Hwang, "Fluid mechanics of left ventricular assist system outflow housings", ASAIO, pp 225-227, 1992
11. W. M. Swanson and R. E. Clark, "Dimensions and geometric relationships of the human aortic valve as a function of pressure" Cir Res, Vol. 35, pp 871-882