

정상유동에서 유동형 단엽폴리머 인공심장판막의 수력학적 성능평가

박복춘*, 김준우*, 백병준*, 민병구**

*전북대학교 공과대학 기계공학부, **서울대학교 의과대학 의공학과

Hydrodynamic Investigation of a Floating-type Monoleaflet Polymer Heart Valve under Steady Flow Condition

Bock Choon Pak*, Joon Woo Kim*, Byoung Joon Baek*, Byoung Goo Min**

* School of Mechanical Engineering, Chonbuk National University,

** Department of Biomedical Engineering, Seoul National University

Abstract : An experimental investigation was performed under steady flow condition to assess hydrodynamic performance of floating-type monoleaflet polymer valves (MLPV) with different leaflet thickness. The St. Jude Medical valve (SJMV) was also used for comparison tests. Pressure drops of MLPVs are larger than those for other types of polymer valves and mechanical valves. Furthermore, the thicker is the leaflet thickness of a polymer valve, the larger are the corresponding press drop. The velocity profiles for MLPV reveal a large reversed flow region downward to the valve position. The maximum wall shear stresses of MLPVs at a flow rate of 30 l/min are in the range 54-130 dyn/cm², and the corresponding maximum Reynolds shear stresses are in the range of 100 - 500 dyn/cm², respectively. Both are beyond the allowable limit clinically. In contrast, floating-type monoleaflet polymer valves show better hydrodynamic performance in leakage volume. From the designing point of view, it can be concluded that the optimum thickness of leaflet for better hydrodynamic performance is one of the important parameters.

Key words : Polymer heart valve, Pressure drop, Velocity Distribution, Leakage Volume, Steady Flow

1. 서 론

기능장애를 가지는 천연판막의 치환용으로 사용하기 위한 인공판막은 1960년 스타-에드워즈 판막이 개발되어 승모판치환에 성공한 이래 수 십여종이 출현하였지만, 지속적인 재질과 설계의 개선에 의하여 현재 임상적으로 사용되고 있는 것은 소수에 불과하다.¹⁾ 인공판막은 사용된 재질에 따라 금속, 세라믹을 사용하는 기계식 판막, 생체 조직을 전체 또는 부분적으로 사용하는 조직 판막과 고분자 재료를 사용하는 고분자 판막으로 분류할 수 있다.²⁾

이중 고분자 인공판막은 기계식 판막에 비해 제작이 용

이하고 저가, 낮은 역류량과 누수량, 항혈전성 및 항갈슘화 표면처리 가능, 저소음, 낮은 수축 효과, 지속적인 항응고제 투여 불필요, 판막높이를 기계식 판막보다 낮게 제작 가능, 혈액펌프용으로 사용시 혈액주머니-판막-그래프트의 일체화 가능 등의 여러 장점을 갖고 있기 때문에, 여러 형태의 판막이 1960년대 초부터 또한 연구되어 왔다.³⁻⁸⁾

지금까지 개발된 고분자 판막은 열림판의 수에 따라 단엽, 이엽 및 삼엽판으로 구분되어지며, 이러한 고분자 판막은 아직까지는 오리피스 협착증이나 재료의 내구성문제와 같은 결정적 제한 때문에 판막 치환용으로서의 임상응용은 거의 없으나, 기계식 판막보다 혈전 발생률이 적은 것으로 알려져 있고 생산비가 적게 들어 일시적으로 사용하는 혈액펌프용(VAD)으로는 연구가치가 있다고 본다.

따라서, 본 연구에서는 완전인공심장이나 혈액펌프에 단기간 사용하기 위하여 제시된 새로운 형태의 유동형 단엽 고분자판막에 대하여 정상 유동 상태에서 판막 전후의 압력강하, LDV 시스템을 이용한 판막 후류의 유속분포, 열림상태, 누수량 및 누수속도 측정 등과 같은 수력학적 성능평가를 함으로써, 앞으로 계속적인 설계개선을 통하여 성능향상을 도모함이 그 목적이라 할 수 있다.

2. 실험장치 및 방법

Fig. 1은 서울대 의공학교실에서 새로 고안한 유동형 단엽 폴리머 인공판막의 상세도를 보여주고 있다. 사용된 열림판과 판막프레임은 폴리우레탄인 펠레탄과 아이소플라스트를 각각 사용하여 제작하였다. 열림판은 그림에서와 같이 제작 후에 편으로 프레임에 고정하였으며, 열림판이 개폐시 편을 따라 전후로 이동할 수 있도록하여 특히 고정 접합부위에서 발생하기 쉬운 혈전현상을 최소화하도록 설계하였다. 또한, 본 실험에 사용한 인공 폴리머 판막의 수력학적 성능의 비교평가를 위해 기계식 판막의 한 종류인 St. Jude Medical Valve(SJMV)을 사용하였다.

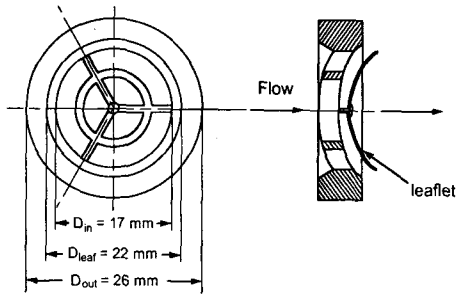


Fig. 1 Detailed description of a floating-type monoleaflet polymer valve

Fig. 2는 판막 후류에서 속도 분포 및 압력 강하를 측정하기 위한 유동실험장치의 개략도이다. 이는 약 0.1 m³의 저장 탱크, 원심 펌프, 바이 패스 라인, 유량 조절 밸브, 서어지 탱크, 유동 안정화실, 수력학적 유동 발달 영역, 유속 및 압력 강하를 위한 판막 전후의 실험 영역, 판막의 열림 상태를 관찰하기 위한 광학부, 그리고 Three-Way 밸브를 거쳐 한쪽은 유량을 측정하는 질량계와 한쪽은 다시 저장 탱크로 돌아오는 재순환 유동계로 구성되어 있다.

일반적으로, 치환용 인공 심장판막의 In-vitro 실험에서는 판막 이식 위치(즉 Mitral 혹은 Aortic)에 따라 판막 후류에서 판의 크기 및 Sinus와 같은 기하학적형상을 고려하지만⁹⁾, 본 실험에서 사용한 고분자 판막은 천연판막의 치환용이 아닌 혈액펌프에 일시적인 사용이 그 주목적이기 때문에 이와 같은 밸브 후류의 기하학적형상을 고려하지 않고 원형관을 사용하였다. 판막전후의 압력 강하는 판막 전방의 1d지점과 후방 4d지점에 위치한 압력탭으로부터 Validyne 차압 변환기를 사용하여 측정 하였으며, 수집된 데이터는 컴퓨터에 설치된 데이터 처리 시스템으로 처리하였다. 혈액모사 유체로서는 상온 20°C에서 점도가 3.4 cP이고 밀도가 1.095gm/cm³ 인 체적비 33%의 글리세린 수용액을 사용하였으며, 실험유체는 저장 탱크내에서 항온조절기에 의하여 20°C의 일정한 온도로 유지 시켰다.

심장판막 전후의 속도분포는 1채널 300mW 아르곤

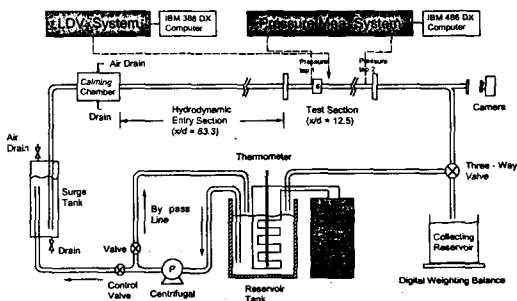


Fig. 2 Schematic diagram of flow loop for steady flow experiments

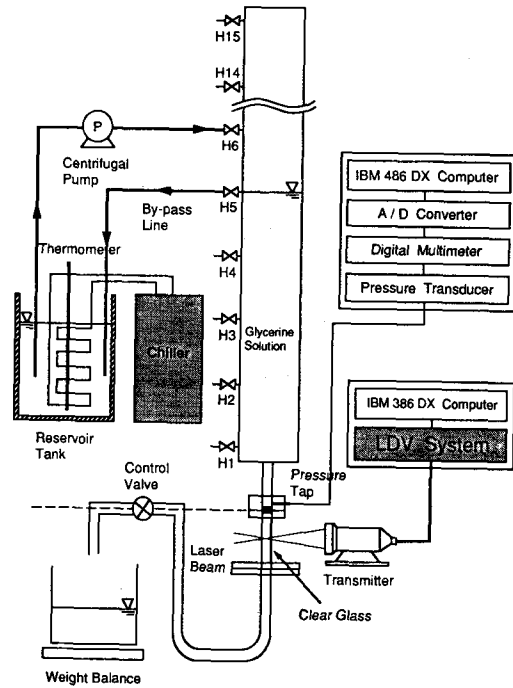


Fig. 3 Experimental setup for leakage volume test

LDV 시스템(Ion Laser Technology, U.S.A.)을 사용하여 측정하였으며, 또한 인공판막들의 누수량(leakage volume)이 혈액박출량 및 용혈현상과 깊은 관련이 있으므로, 판막이 닫힌 상태에서 압력의 변화에 따른 누수량 및 속도분포 측정을 위해서 그림 3와 같은 별개의 실험장치를 제작하였다. 실험 장치의 전체 구성은 압력 조절부, Test Section, 유량 측정부, 압력 측정부, 그리고 LDV 시스템으로 이루어져 있다. 밸브에 걸리는 역압은 그림에서와 같이 바이패스라인을 이용한 수두의 높이로 조절하였으며, 순환되는 유체에 의하여 발생 할 수 있는 압력의 변화를 최소로 줄이기 위해 공급되는 유체는 판막을 따라 흐르도록 하였다. Test Section은 정상 유동 순환 장치에 설치한 것과 동일하게 제작하여 판막 하단부에 부착하였다. 밸브에 걸리는 압력은 판막 상입부 바로 위에 위치한 압력 탭으로부터 측정된 값과 수두의 높이로 부터 계산된 값과 비교하여 확인하였으며, 누수량은 판막의 설치 높이와 동일한 위치에 설치한 유량 조절 밸브가 완전히 열린상태에서 질량계로 측정하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

3.1 압력강하 및 열림거동

혈액이 인공 심장 판막의 열림판과 같은 유동 방해물을 통과할때 판막 전후에 부가적인 압력 강하가 발생되며, 이 압력 강하량은 판막의 수력학적 평가측면에 있어 매우 중요한 한가지 사항이다. Fig. 4는 정상유동 상태에서 여러 형태의 폴리머 판막 및 기계식 판막의 압력강하를 보여주고 있다. 유동형 단엽 폴리머 판막의 압력강하의 정도를

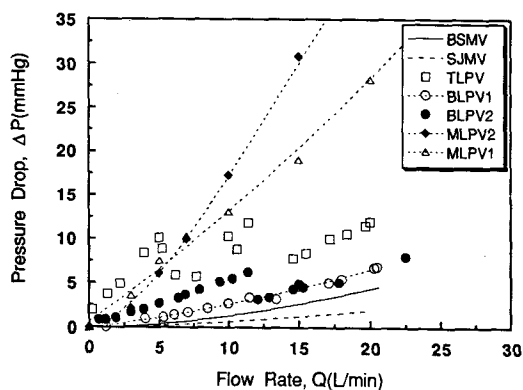


Fig. 4 Pressure drop of prosthetic heart valves in steady state (BSMV: Bjork-Shiley, SJMV: Saint-Jude Medical, TLPV: Trileaflet polymer with $t=0.3$ mm, BLPV1: Bileaflet Polymer with $t=0.1$ mm, BLPV2: Bileaflet Polymer with $t=0.2$ mm)

용이하게 비교하기 위해서, 본 연구팀에서 이미 발표한⁷⁾ 기계식 판막과 이엽 및 삼엽식 폴리머판막의 압력강하 데이터를 첨가하였다. 전반적으로 폴리머 판막들의 압력강하가 기계식 판막의 경우 보다 크다는 것은 이미 알려진 사실이나, 특히 본 연구에서 주안점을 둔 열림판의 두께가 0.2 mm인 유동형 단엽 폴리머 판막(MLPV1)의 경우 다른 타입의 고분자 판막에 비해 2-4배 정도 더 큰 압력 강하를 보이고 있다. 이는 열림판의 뒤집힘을 방지하기 위해서 밸브링의 내경을 타 밸브에 비해서 작게 제작한 점과 열림판이 단엽식이기 때문에 재질이 폴리머일지라 할지라도 유연성의 저하로 열림면적이 적어져 유동형태가 밸브링과 열림판 사이에 제트류를 형성하여 판막후류에서 에너지손실이 큰데 그 원인을 찾을 수 있다. 특히, 열림판 두께의 영향은 MLPV1($t=0.2$ mm)과 MLPV2($t=0.4$ mm)의 결과에서 알 수 있는 바와같이 MLPV2가 유량이 증가함에 따라 MLPV1에 비하여 약 1.5배 이상의 압력 강하를 보이고 있다.

Fig. 5는 유동형 단엽 고분자 판막의 유량의 변화에 대한 열림판의 열림 거동을 보여주는 것으로 판막의 높은 압력강하 결과를 이해 하는데 좋은 자료가 된다. 그림에서 보는 바와같이, 최대유량 30 l/min에서도 밸브링에 대한 열림판의 열림면적이 현저하게 적음을 알 수 있으며, 이는 유체가 판막을 통과할 때 고속 제트류를 야기하여 높은 압력강하를 초래할 뿐만 아니라, 같은 유량에서 열림판의 두께가 두꺼운 MLPV2가 MLPV1 보다 열림면적이 더욱 적어져 보다 높은 압력강하를 초래함을 알 수 있다. 또한, 열림판이 열릴때 축대칭 형태로 열리지 아니하고, 국부적으로 열림면적이 달라지는 이유는 방사형 지지대를 통과하는 유동이 지지대의 방해를 받아 균일유동이 되지 못하여 열림판에 가해지는 불균일한 압력과 열림판 제작시 열림판의 두께를 균일하게 가공되지 못했기 때문으로 여겨진다.

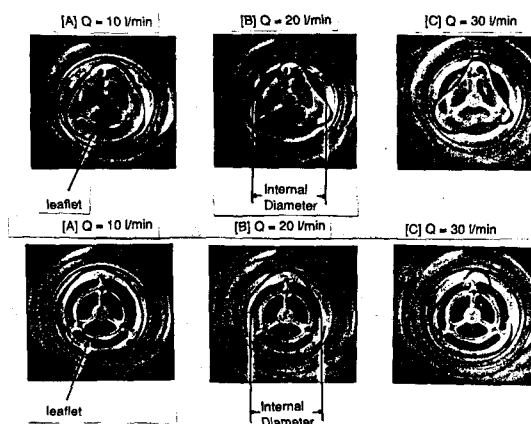


Fig. 5 Representative opening behavior of a MLPV at different flow rates

3.2 속도 분포 (Velocity Profile)

수력학적으로 불안정한 인공 판막은 난류, 높은 벽면 전단응력, 유동의 박리 및 정체 영역, 나쁜 Washout을 나타내는 Wake 영역, 수격 작용과 캐비테이션 효과등을 발생시켜 용혈 반응, 혈전증 그리고 혈전 색전증등을 일으키는 주요 원인으로 알려져 있으며, 이와 같은 내용은 판막 전후의 유동 현상을 속도 측정값을 이용하여 정량화 함으로써 성능 평가에 좋은 자료를 제공할 수 있다.

Fig. 6은 유량의 변화에 따른 판막의 축방향 위치에 따른 속도 분포를 나타낸다. 기계식 판막인 SJMV는 전 유량에서 양 열림판 바로 뒤 후류 부분에서 열림판의 표면 마찰과 열림판의 끝부분에서 유동의 박리 현상으로 속도의 감소 부분이 보이지만 심한 제트유동과 역류영역은 검출되지 않았으며, 후류 2.2d 이후 부터는 이러한 현상도 없어지고 비교적 좋은 중심 유동과 안정된 속도 분포를 보였다. 반면에, 유동형 단엽폴리머 판막(MLPV)의 경우는 열림판 바로 뒤에 커다란 역류영역을 형성하고 있음을 알 수 있으며, 특히 판막 후류 0.8d 위치에서 역류영역이 유동면적의 50-60%를 차지하고 있다. MLPV2의 경우 이러한 역류영역은 유량에 관계없이 약 60% 정도인 반면, MLPV1은 유량이 증가할수록 점차 감소하여 30 l/min에서 약 51% 정도였다. 이는 열림판의 두께가 0.2 mm인 MLPV1가 0.4 mm인 MLPV2 보다 유동에 더 잘 순응하고 있음을 보여주고 있으며, 후류 1.2d의 지점에서 좀더 빠르게 감소 하고있는 역류영역이 이를 더 잘 설명해준다. Roberts¹⁰⁾는 역류 영역속에 존재하는 판막 지지대에 혈전이 형성됨을 임상학적으로 관찰한 후 보고 하였는데 MLPV1,2의 커다란 역류장의 형성은 점시 모양을 하고있는 판막 열림판 뒤의 오목한 부분에 정체영역을 형성시키며 열림판 지지대에 혈전 생성의 가능성을 내포하고 있으나, 이는 앞으로 맥동 유동 실험 및 동물실험의 결과에서 신중히 검토해야 할 문제이다.

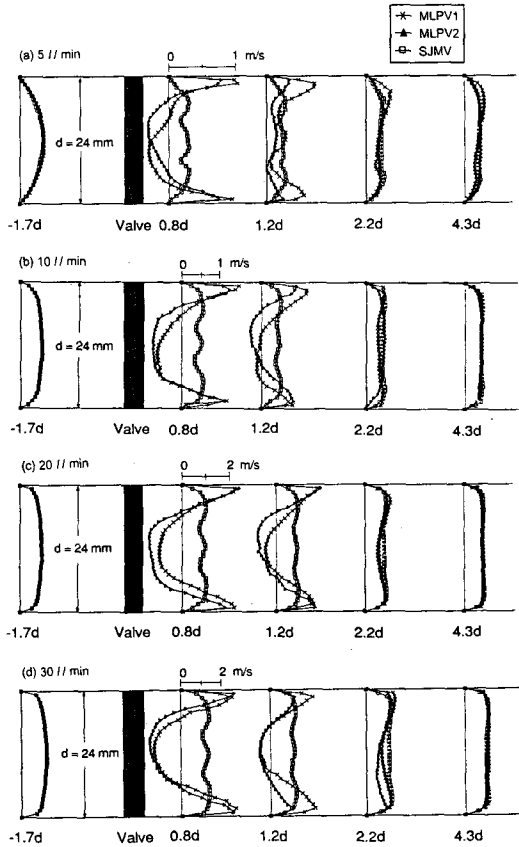


Fig. 6 Velocity profiles of MLPV and SJMV at various flow rates and streamwise location

3.3 벽면 전단 응력 및 레이놀드 수지 응력

본 실험에서 LDV를 사용하여 측정된 속도분포로부터 벽면 전단 응력은 다음과 같은 식으로 계산할 수 있다.

$$\tau_w = \mu \frac{du}{dy}$$

여기서 μ 는 유체의 점성 계수, du/dy 는 전단율을 나타낸다. 각각의 다른 유량에서 계산된 값은 Fig. 7에서 보여주는 것과 같이 판막으로부터 측방향으로의 거리(x/d)에 따라 벽면의 전단 응력으로 표시 하였다. 3종류의 판막에 있어서 최대전단응력은 판막 바로 뒷부분(0.8d)에서 나타났고 유량이 증가할수록 계속 증가하는 경향을 보였다. SJMV의 경우 벽면 전단 응력이 판막을 통과한 직후에도 큰값의 증가는 보이지 않았다. 이것은 판막의 열림판 구조가 좋은 중심 유동을 제공하여 벽면 근처에 국부적 고속 유동을 형성시키지 않기 때문이다. 반면에 MLPV1,2는 열림판을 통과하는 고속유동이 판 벽면과 고속으로 스치며 지나가기 때문에 유량의 증가와 함께 급격히 증가하고 있다. 유량 30 l/min에서 최대 τ_w 값은 SJMV, MLPV1, MLPV2에서 각각 54, 130, 127 dyn/cm^2 으로 나타났다. Mohandas¹¹⁾는 혈관벽이나 이물질의 표면에 접촉되는 적혈구는 약 10-100 dyn/cm^2 정도의 전단 응력에 의해 손상될 수 있음을 보고하고 있고, Fry¹²⁾는 전단 응력이 400

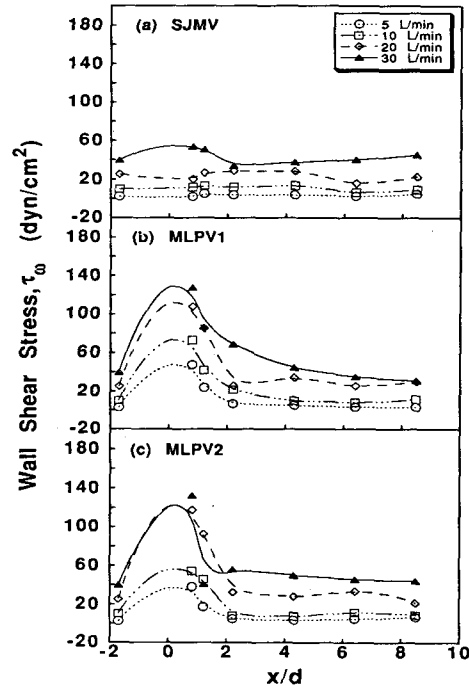


Fig. 7 Wall shear distributions at various flow rates for different valves and streamwise location

dyn/cm^2 보다 높을때 혈관벽의 내피세포(endothelial cell)가 손상될 수 있다고 하였다. 또한, 맥동유동의 경우 최대 유량의 정점에서 보다 판막이 열리는 동안의 가속유동에서 최대전단응력이 발생함을 보고하고 있다.¹³⁾ 따라서, 맥동유동에서는 본 실험에서와 같이 정상유동에서 측정된 전단응력의 값보다 더 큰값이 될 수 있으며, 이는 MLPV의 경우 내피세포를 손상시킬 가능성을 내포하고 있다.

LDV 속도 측정으로 얻어낸 파동속도 성분인 u_x' 값은 측방향(x) 파동 속도 성분들을 적분한 평균값인 RMS(Root Mean Square) 값으로 표현할 수 있으며, 이 값으로부터 레이놀즈 수지 응력(τ_{xx})은 다음과 같은 식으로 계산할 수 있다.

$$\tau_{xx} = \rho \cdot \overline{u_x'^2}$$

여기서 ρ 는 사용된 유체의 밀도값이다.

Fig. 8은 각각의 유량에서 유동방향에 따라 레이놀즈 수지응력의 변화를 보여주고 있다. 측정된 값들은 전반적으로 판막위치로부터 1d 사이에서 최대값을 보이고 있으며, 2d 까지 빠르게 감소하다가 8d 이후 부터는 판막 상류와 거의 같은 값에 이른다. 유량 30 l/min에서 최대수직응력은 SJMV, MLPV1, MLPV2의 경우 각각 2540, 12000, 8100 dyn/cm^2 으로 기계식 판막에 비하여 폴리머판막의 경우가 3-5배 정도 큰 값을 나타냄을 알 수 있다. 특히, 열림판의 두께가 얇은 MLPV1($t=0.2 \text{ mm}$)가 MLPV2($t=0.4 \text{ mm}$)보다 최대전단응력값이 더 큰 이유는 열림판의 두께가 얇은 경우 좁은 틈 사이로 고속 유동과 함께 판

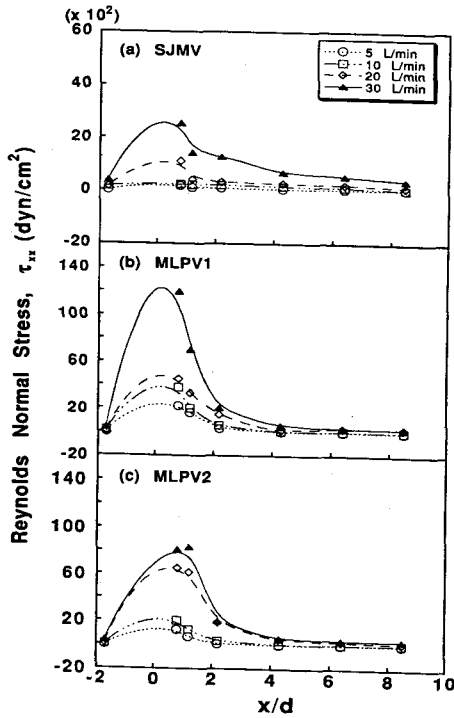


Fig. 8 Maximum Reynolds normal stress distributions at various flow rates for different valves

막후류의 wake에 의한 영향으로 열림판이 떨리기 때문에 매우 큰 난류를 발생시키고 있는것으로 고려된다.

Chandran¹⁴⁾은 맥동유동에서 수직 응력(τ_{xx})은 정상 유동값의 2배 만큼 큰값을 가지며, Modi & Bishop¹³⁾은 맥동유동에서 전단 응력(τ_{xy})과 수직응력(τ_{xx})과의 관계가 1 : 4 임을 보고하고 있다. 이와 같은 상호 관계를 이용하여 본 실험결과로부터 추론한 맥동유동 상태에서의 전단응력(τ_{xy})은 3 종류의 판막에 있어서 1270 - 6000 dyn/cm²의 값의 범위를 가진다. 이 값은 전단 응력 100 - 500 dyn/cm² 범위에서 혈소판이 손상하여 용혈 작용이 있음을 보고한 Hung¹⁵⁾의 값에 비하면 10배 이상의 매우 큰 값으로 임상적인 허용응력의 범주를 벗어나고 있다.

3.4 누수량 (Leakage volume)

생리학적 맥동유동에서 심장판막을 통한 유효박출량(effective volume)은 판막이 열린동안 유출량으로부터 역류량을 뺀 값으로 정의되며, 역류량은 판막이 닫히는 동안 발생하는 닫힘역류량(Closing volume, V_c)과 판막이 닫힌 후 판막의 좁은틈(crevice)으로 새어나가는 양인 누수량(V_l)으로 분류되어 진다. 일반적으로 모든 판막은 구조적으로 판막이 닫히는 동안에 역류되는 혈액량이 필연적으로 존재하게되며 이 현상은 판막 주위의 wash out 효과가 있다고 알려져 있다. 그러나 누수량은 판막이 닫혀 있는동안 판막의 열림판과 밸브링사이의 밀착 부족과 판막의 기하학적 형상에 의하여 발생하므로 판막이 닫히는 동안의

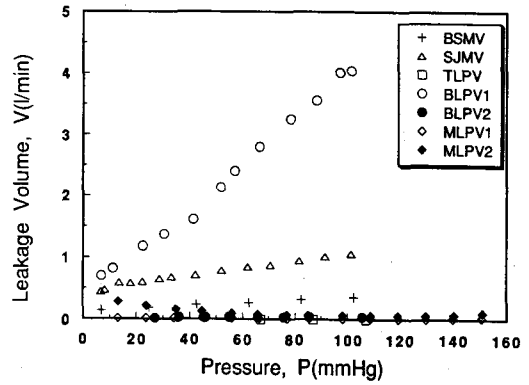


Fig. 9 Leakage volume of the valves vs. pressure

역류량과는 의미가 다소 다르다. 그러므로 인공판막에서 부가적인 누수량 증가가 심박출량의 감소를 가져온다는 혈류학적 관점에서 볼때 닫힘역류량(V_c) 보다는 누수량(V_l)이 좀더 중요한 문제라 생각된다.

Fig. 9는 판막이 닫힌상태에서 가해지는 압력의 변화에 따른 누수량을 보여주고 있다. 이 그림에서도 여러형태 판막의 상호 비교를 위해서 기존의 결과⁷⁾를 첨가하였다. 대체적으로, 기계식 판막의 경우 10 mmHg 이하의 낮은 압력을 제외하고는 압력의 증가에 따라 선형적으로 증가하여 140 mmHg에서 0.5-1.5 l/min의 누수량을 보이는 반면에, 고분자 판막의 경우는 종류에 관계없이 전 범위에서 0.1 l/min를 넘지 않는 매우 낮은 누수량을 보이고 있다. 이 그림에서 보는 바와같이, 슬릿형 이엽폴리머 판막(BLPV1, BLPV2)의 경우 열림판의 두께가 0.2 mm인 BLPV2에서는 누수량이 거의 존재하지 않는 반면에 두께가 0.1 mm인 BLPV1은 누수량이 현저하게 증가하는데, 이는 0.1 mm의 매우 얇은 열림판이 압력에 견디지 못하고 열림판과 밸브링 주위에 틈이 발생되기 때문으로 생각된다. 본 연구에서 주안점을 둔 유동형 단엽 폴리머판막의 경우, MLPV2의 누수량은 다른 판막과는 다르게 10 mmHg에서 0.28 l/min의 값을 보이다가 130 mmHg에 도달될때까지 감소한 후 다시 증가하는 경향을 보여주고 있다. 이는 판막 열림판의 곡률반경이 열림판과 접촉하는 밸브링의 곡률반경보다 적게 제작되어(Fig. 2 참조), 비교적 저압하에서는 열림판이 두께의 영향으로 밸브링에 완전히 밀착되지 못하기 때문으로 여겨진다. MLPV1의 경우도 MLPV2와 유사한 경향을 나타내지만 현저한 누수량의 감소를 볼 수 있으며, 이는 열림판의 두께가 MLPV2보다 얇기 때문에 압력의 변화에 보다 잘 순응하여 밸브링에 밀착되기 때문이다.

4. 결 론

새로운 형태인 유동형 단엽고분자 판막(MLPV)에 관한 수력학적 성능평가를 위하여 정상유동에서 압력 강하, 속도 분포, 열림판의 열림거동, 판막 누수량 등을 측정 하여 다른 형태의 고분자 판막과 기계식 판막의 결과와 비교검토 하였다.

압력 강하는 전반적으로 기계식판막보다 폴리머판막의 경우가 큰 값을 나타내며, 특히 유동형 단엽고분자판막(MLPV)은 유량의 증가와 함께 급격히 증가하여 25 l/min에서, 이엽식 및 삼엽식 폴리머 판막에 비해서도 1.5 - 2배 정도 큰 값을 나타낸다. 이는 유량의 변화에 따른 열림판의 거동에서도 알 수 있듯이 열림판의 형상 및 두께의 영향으로 열림면적이 작기 때문에 판막후류에서 커다란 정체영역을 형성하며, 또한 열림판과 벽면사이에 고속 유동으로 판막 후류에서 큰 벽면 전단 응력 및 레이놀즈 전단 응력의 값을 나타낸다.

반면에, 누수량은 고분자 판막의 경우가 기계식 판막보다 적게 나타났다. 열림판의 두께가 0.1 mm인 BLPV1을 제외하고는 전반적으로 1.5 l/min을 넘지 않는 값을 보였으며, 특히 MLPV의 경우는 열림판이 두꺼울수록 열림판의 불완전한 닫힘상태로 인하여 오히려 누수량이 약간 증가하였다.

이상과 같은 결과로부터 고분자 판막은 전반적 성능이 판막 오리피스와 열림판의 형상 및 두께에 매우 큰 영향을 받고 있음을 알 수 있다. 고분자 판막의 열림판 두께가 클수록 압력강하, 전단응력 그리고 누수량이 증가하고 두께가 얇을수록 내구성 및 열림판의 탈구, 제작상의 어려움이 있으므로 상호 관계된 문제점을 최소화 시키는 범위에서 열림판의 두께를 어떻게 최적화 하는가가 설계의 주된 관점이라 할 수 있다.

참 고 문 헌

- 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
- Martin M., Thomas C., Philip D., Patricia V., "Artificial heart valves : past performance and future prospects", *CVR&R*, pp. 40-45, Dec., 1987
- Akutsu T., Dryer B., Kolff W.J., "Polyurethane artificial heart valve in animals", *J. applied Physiol.*, Vol. 14, No. 6, pp. 1045-1048, 1959
- W.G. Williams, B.J. Belhouse, F.H. Belhouse, W.S. Haworth, G. Kent and R.W.H. Lewis, "A single-leaflet mitral valve : its design, development and evaluation in long-term animal trials", *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, Vol. 24, pp. 542-548, 1978
- K. Imachi, "In-vitro and In-vivo Evaluation of a Jellyfish Valve for Practical Use", *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, Vol. XXXV, pp. 298-300, 1989
- 김철생, 박복춘, 서수원 등, "이엽식 고분자 판막의 수력학적 특성평가 및 동물실험", *대한의공학회지*, 13권, 제3호, pp. 225-234, 1992
- B.C. Pak, B.S. Cho, B.J. Baek, and B.G. Min, "In vitro Hydrodynamic Evaluation of Prosthetic Polymer Heart Valves in Steady Flow", *KSME J.*, Vol. 7, No.3, pp. 223-230, 1993
- Wisman C.B., "A polyurethane trileaflet cardiac valve prosthesis : in vivo and in vitro studies", *Amer. Soc. Art. Int. Org. Abstracts*, Vol. 11, pp. 88, 1982
- Yosr A.M. Haggag, "In-vitro engineering testing of prosthetic cardiac valves", *J. of Clinical Engineering*, Vol. 16, pp. 469-477, 1989
- Roberts, W.C., "Choosing a Substitute Cardiac Valve : Type, Size, Surgeon", *American J. Cardiology*, Vol. 38, pp. 633-644, 1976
- Mohandas, N., Hochmuth, R.M., and Spaeth, E.E., "Adhesion of Red Cells to Foreign Surfaces in the Presence of Flow", *J. Biomech. Mat. Res.*, Vol. 8, pp. 119-136, 1974
- Fry, D.L., "Acute Vascular Endothelial Changes Associated with Increased Blood Velocity Gradient", *Circulation Res.*, Vol. 22, pp. 165-197, 1968
- Modi, V.J., and Bishop, W.F., "Hemodynamics of Tilting Disc-Type Prosthetic Heart Valves", *Proc. 6th Int. Conf. on Bio. Eng.*, Published by National University of Singapore, pp. 415-420, 1990
- Chandran, K.B., Cabell, G.N., Khalighi, B., and Chen, C.J., "Laser Anemometry Measurements of Pulsatile Flow Past Aortic Valve Prostheses", *J. Biomechanics*, Vol. 16, pp. 865-873, 1983
- Hung, T.C., Hochmuth, R.M., Joist, J.H., and Sutura, S.P., "Shear Induced Aggregation and Lysis of Platelets", *Trans. Am. Soc. Artif. Internal Organs*, Vol. 22, pp. 285-290, 1976