

정상유동에서 유동형 단엽폴리머 인공판막의 수력학적 성능평가

김준우*·박복춘*·백병준*·민병구**

= Abstract =

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

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

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 test. 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 the polymer valve, the larger are the corresponding pressure 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 50-130 dyn/cm², and the corresponding maximum Reynolds shear stresses are in the range of 100-500 dyn/cm², respectively, which 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 may 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

서 론

분명이 발달함에 따라 인간의 생활습관이나 환경 등의 영향에 의하여 심장 질환자가 많이 증가하고 있다. 실제 1990년대 미국의 경우 심장 질환이 10대 사망 원인중 4위를 기록하였고 지금은 암환자수를 훨씬 증가하여 가장 주된 사망원인으로 알려져 있다. 심장질환은 크게 심근의 기능장애에 의한 질병과 심장판막의 이상에 의한 질병으로 분류될 수 있다. 여기서 심장판막의 이상에 의하여 발생하는 심장 기능의 저하는 적기에 심장판막을 수술함으로써 심장 기능을 개선시킬 수 있으나 수술이 불가능할 정도로 심할 경우에는 외과적 수술에 의해 인공적으로 제작된 판막을 치환하여 사용하게 된다. 기능장애를 가지는

천연판막의 치환용으로 사용하기 위한 인공판막은 40여년 전 부터 수 십여종이 출현하였지만, 지속적인 재질과 설계의 개선에 의하여 현재 임상적으로 사용되고 있는 것은 소수에 불과하다¹⁾. 인공판막은 사용된 재질에 따라 금속, 세라믹을 사용하는 기계식 판막, 생체 조직을 전체 또는 부분적으로 사용하는 조직 판막과 고분자 재료를 사용하는 고분자 판막으로 분류할 수 있다²⁾. 기계식 판막의 경우 비교적 성능이 우수한 여러 형태의 기계식 판막들이 개발되어 구조 및 재질의 개선이 있었으나 열림판의 피로파괴에 의한 사고, 지속적인 항응고제의 복용과 용혈현상 등 여러 문제를 포함하고 있다. 또한 임상적인 측면에서 환자의 상태에 따라 선택적으로 사용하고 있는 동물의 대동맥 판막 또는 심근을 약물로 고정처리하여 만든 생체조직

* 전북대학교 공과대학 기계공학부

* School of Mechanical Engineering, Chonbuk National University

** 서울대학교 의과대학 의공학과

** Department of Biomedical Engineering, Seoul National University

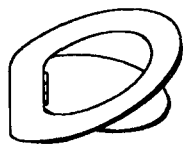
통신저자 : 박복춘, (560-756) 전북 전주시 덕진동 1가 664-14, Tel. (0652)70-2454, Fax. (0652)70-2460

표 1. 본 실험에서 사용된 판막의 치수

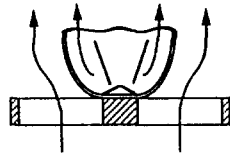
Table 1. Description of the valves tested in the current experiment

Valves (abbreviation)	Int. Orifice Dia. D(mm)	External Dia. D(mm)	Remark
St. Jude Medical (SJMV)	22.5	25.0	
Monoleaflet Polymer (MLMV 1)	17.0	26.0	t=0.2mm
Monoleaflet Polymer (MLMV 2)	17.0	26.0	t=0.4mm

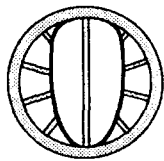
Here t is thickness of a leaflet.



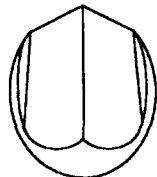
(a) Toilet seat valve



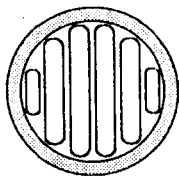
(b) Jellyfish valve



(c) Gott-Dagett valve



(d) Kolff valve



(e) Slit-type bileaflet valve



(e) Trileaflet valve

그림 1. 연구개발에 사용되고 있는 여러형태의 폴리머 인공심장판막

Fig. 1. Various prosthetic polymer heart valves used in research and development

판막의 경우 장기간 항응고제를 복용하지 않는다는 장점이 있으나 내구성이 낮으며, 병리적 칼슘화에 의한 판막 기능상실이 큰 문제점으로 남아 있다.

기계식 판막과 조직 판막의 상호 장단점을 보완하고 보다 저렴한 인공판막을 개발하기 위해 고분자 재료의 유연

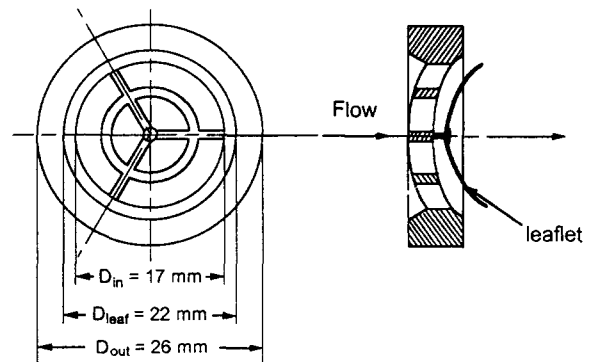


그림 2. 유동형 단엽폴리머판막의 상세도

Fig. 2. Detailed description of a floating-type monoleaflet polymer valve

성을 이용한 여러 모양의 고분자 판막 또한 1960년대부터 연구되어 왔다³⁾. 고분자 인공판막은 기계식 판막에 비해 제작이 용이하고 저가, 적은 역류량과 누수량, 항혈전성 및 항칼슘화 표면처리 가능, 저소음, 낮은 수충효과(water hammer effect), 지속적인 항응고제 투여 불필요, 판막높이를 기계식 판막보다 낮게 제작가능, 혈액펌프용으로 사용시 혈액주머니-판막-그래프트의 일체화 가능 등의 여러 장점을 갖고 있어, 특히 단기간 사용하는 심실보조장치용(VAD) 판막으로 개발 중에 있으며, 치환용 사용목적으로 판막 열림판에 미치는 응력을 최소화하기 위한 설계 변경 또는 재질 개선에 관한 연구가 이루어지고 있다.

지금까지 연구개발이 시도된 고분자 판막을 분류해 보면 그림 1에서와 같이 열림판의 수에 따라 단엽, 이엽 및 삼엽판으로 구분된다. 단엽식 고분자 판막중 대표적인 것으로는 콜프등이 개발한 화장실 변기 뚜껑 모양의 토일릿 시트 밸브, 윌리엄스등의 D-형상 밸브, 이마씨의 Jellyfish 밸브 및 털던등이 개발한 쉘 밸브 등이 있으며⁴⁻⁶⁾, 이엽

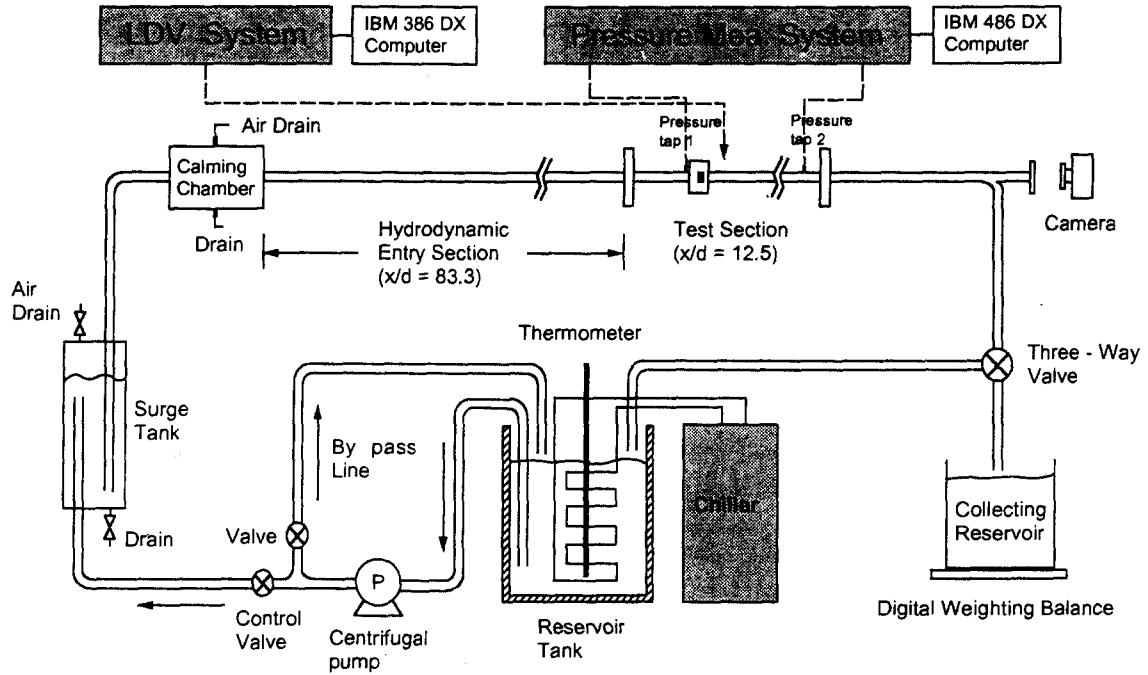


그림 3. 정상유동실험장치의 개략도

Fig. 3. Schematic diagram of flow loop for steady flow experiments

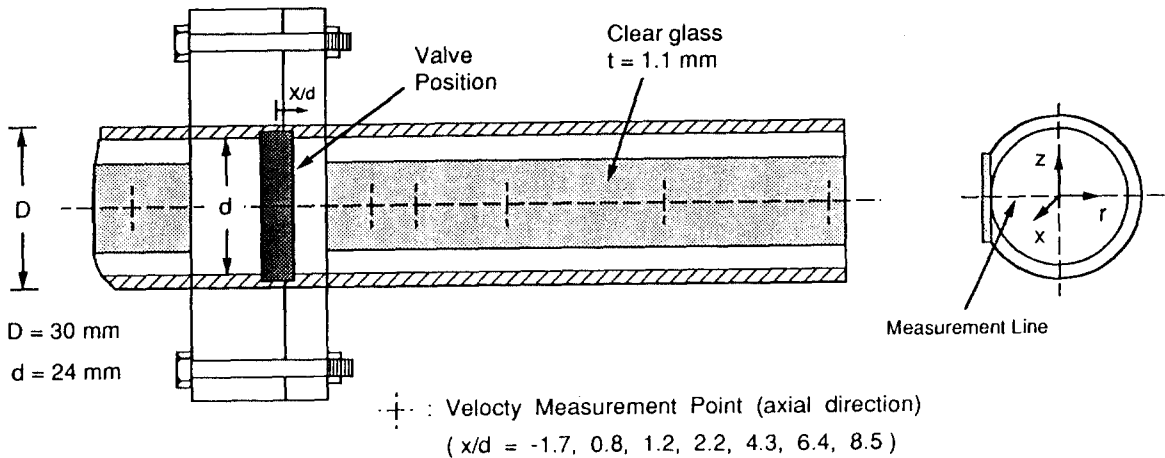


그림 4. 주 실험부의 단면 상세도

Fig. 4. Detailed and cutting view of a main test section

식 고분자 판막의 대표적인 예로는 고트등이 개발한 고트-다깃트 밸브, 콜프가 개발한 밸브 그리고슬릿형 이엽판막등이 있다⁷⁻¹⁰⁾. 고분자 판막 중 가장 많이 연구되어온 삼엽식 고분자 판막¹¹⁻¹³⁾은 조직 판막과 마찬가지로 혈류가 중심유동 형태이며 역류가 적다는 장점이 있으나, 조직 판막과 같은 충분한 유연성을 갖지 못하므로 세계의

열림판이 충분히 열리지 못해 판막 전후의 압력차가 다른 판막에 비해 높고 열림판 뒷면에서의 혈액 정체 현상등 개선해야 할 많은 문제점들을 갖고 있다.

상기한 여러 형태의 고분자 판막은 아직까지는 오리피스 협착증이나 재료의 내구성문제와 같은 결정적 제한 때문에 판막 치환용으로서의 임상응용은 거의 없으나, 기계

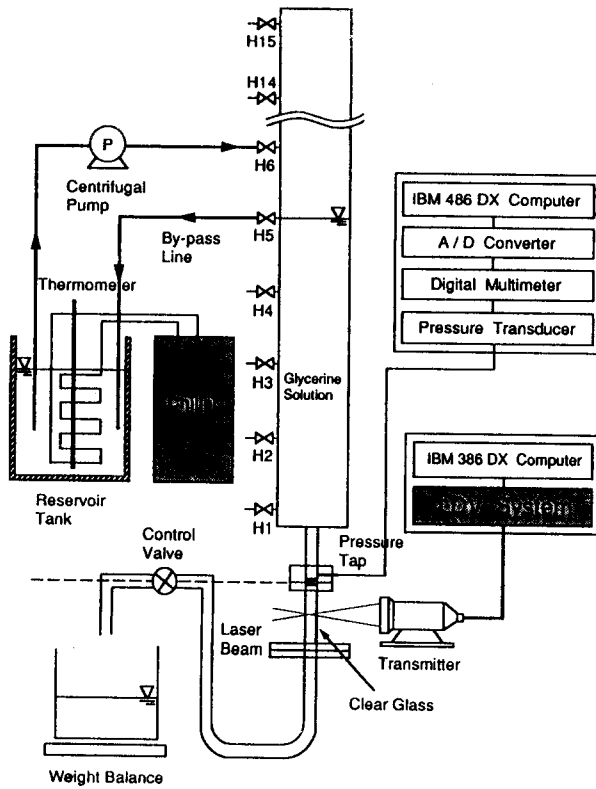


그림 5. 누수량 측정장치
Fig. 5. Experimental setup for leakage volume test

식 판막보다 혈전 발생률이 적은 것으로 알려져 있고 생산비가 적게 들어 일시적으로 사용하는 심실보조장치용으로는 연구가치가 있다고 본다.

따라서, 본 연구에서는 완전인공심장이나 심실보조장치에 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 지속적인 설계개선을 통하여 성능향상을 도모함이 그 목적이라 할 수 있다.

실험장치 및 방법

Fig. 2는 서울대 의공학교실에서 새로 고안한 유동형 단엽 폴리머 인공판막의 상세도를 보여주고 있다. 사용된 열림판과 판막프레임은 폴리우레탄계열인 펠레탄과 아이소플라스트를 각각 사용하여 제작하였다. 열림판은 DMAC (Dymethyl Acetamide)에 용해된 펠레탄 농도에 의하여 두께를 조절하였으며, 열림판의 탈구를 막기위하여 원형

과 방사형의 지지대 및 밸브링으로 구성된 프레임은 NC 공작기계로 정밀가공하여 동일한 용매속에 수 초간 침액 방법으로 표면조도를 최소화 하였다. 열림판은 그림에서와 같이 제작 후에 핀으로 프레임에 고정하였으며, 열림판이 개폐시 핀을 따라 상하로 이동할 수 있도록하여 특히 고정 접합부위에서 발생하기 쉬운 혈전현상을 최소화 하도록 설계하였다. 또한, 본 실험에 사용한 인공 폴리머 판막의 수력학적 성능의 비교평가를 위해 기계식 판막의 한 종류인 St. Jude Medical Valve(SJMV)을 사용하였으며, Table 1은 사용 판막의 치수를 나타낸다.

Fig. 3은 판막 후류에서 속도 분포 및 압력 강하를 측정하기 위한 유동실험장치의 개략도이다. 이는 약 0.1m³의 저장탱크, 원심펌프, 바이패스 라인, 유량 조절밸브, 서어지탱크, 유동 안정화실, 수력학적 유동발달 영역, 유속 및 압력강하를 위한 판막 전후의 실험영역, 판막의 열림상태를 관찰하기 위한 광학부, 그리고 Three-Way 밸브를 거쳐 한쪽은 유량을 측정하는 질량계와 한쪽은 다시 저장탱크로 돌아오는 재순환 유동계로 구성되었다. 유량은 바이패스 밸브를 이용하여 조절하였으며, Three-Way 밸브로 부터 유출되는 단위시간당의 질량을 측정하여 계산하였다. 서어지 탱크는 펌프로 부터 발생하는 압력맥동을 최소화 시키기위해 원심 펌프와 유동 안정화실 사이에 설치하였다.

일반적으로, 치환용 인공 심장판막의 In-vitro 실험에서는 판막 이식 위치(즉 Mitral 혹은 Aortic)에 따라 판막 후류에서 관의 크기 및 Sinus와 같은 기하학적형상을 고려하지만¹⁴⁾, 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 측정하였으며, 수집된 데이터는 컴퓨터에 설치된 데이터 처리시스템으로 처리하였다. 혈액유사유체 (Blood analog fluid)로서는 상온 20°C에서 점도가 3.4 cP이고 밀도가 1.095g/cm³ 인 체적비 33%의 글리세린 수용액을 사용하였으며, 실험유체는 저장 탱크내에서 항온조절기에 의하여 20°C의 일정한 온도로 유지시켰다.

심장판막 전후의 속도분포는 1채널 300 mW 아르곤 LDV 시스템(Ion Laser Technology, U.S.A.)을 사용하여 측정하였으며, Fig. 4는 유속 측정을 위한 Test section을 보여주고 있다. 관은 외경(D)이 30mm, 내경(d)이 24mm인 아크릴 관을 사용하였으며, 관의 곡면으로부터 오는 레이저 빔의 굴절을 최소화하기 위하여 아크릴 한쪽 단면을 3mm두께로 수직 절단 가공한 후 1.1mm 두께

의 광학유리를 아크릴 관에 부착하였다.

LDV의 빔이 굴절률이 다른 매질을 통과 하게 된다면 빔의 경로, 반각 그리고 빔 교차지점의 위치가 변하게 된다. 본 실험에서는 광학창이 관에 수직이기 때문에 빔의 굴절은 1차원 평면에서만 일어나며, 관내에서 빔 교차점의 위치에 대한 보정은 빔 반각의 변화를 무시한 다음과 같은 식에 의하여 계산되었다¹⁵⁾.

$$r_{in} = n_w r_L + \left(1 - \frac{n_w}{n_g}\right)t + (n_w - 1)R_o$$

여기서, n_w 는 글리세린 수용액의 굴절율(=1.38), n_g 는 유리의 굴절율(=1.52), r_{in} 는 관내에서 빔의 이동거리, r_L 은 LDV의 이동거리, t 는 유리의 두께, R_o 는 유리 외면으로부터 관 중심까지의 거리를 각각 나타낸다.

속도분포는 3차원 이송장치를 z축에서 관의 중심을 지나도록 고정시키고 축방향(x)으로는 판막 전방 1.7d 와 판막 후방 1.8d, 1.2d, 2.2d, 4.3d, 6.4d, 8.5d 의 7 지점에서, 반경방향(r)으로는 LDV를 사용하여 속도를 측정 할 수 있는 가장 근접거리인 관 벽면으로부터 0.58mm 인 지점에서 부터 0.7mm 씩 이동하여 총 33점에서 측정하였다. 이상과 같은 속도 측정은 유량을 5, 10, 20, 30 l/min 으로 변화시켜가면서 반복 실시하였다. 산란입자로 부터 나오는 속도 데이터는 LDV시스템에 연결된 오실로스코프를 이용하여 깨끗한 신호가 얻어지는가를 확인한 후 각각의 측정점당 1000개씩 2회 반복 측정하여 컴퓨터에 의해 평균처리 계산과정을 거쳐 평균속도(V_c) 및 RMS (Root Mean Square)값을 구하였다. 또한, Fig. 3에서와 같이 Test section 끝 부분에 광학창을 부착하여 열림판의 거동을 육안으로 관찰하였으며, 유량의 변화에 따라 열림판의 상태를 카메라로 촬영하였다.

또한, 본 실험에서는 인공판막들의 누수량(leakage volume)이 혈액박출량 및 용혈현상과 깊은 관련이 있으므로, 판막이 닫힌 상태에서 압력의 변화에 따른 누수량 및 속도분포 측정을 위해서 그림 5와 같은 별개의 실험장치를 제작하였다. 실험장치의 전체 구성은 압력 조절부, Test Section, 유량 측정부, 압력 측정부, 그리고 LDV시스템으로 이루어져 있다. 밸브에 걸리는 역압은 그림에서와 같이 바이패스라인을 이용한 수두의 높이로 조절하였으며, 순환되는 유체에 의하여 발생할 수 있는 압력의 변화를 최소화 하기 위해 공급되는 유체는 관벽을 따라 흐르도록 하였다. Test Section은 정상유동 순환장치에 설치한 것과 동일하게 제작하여 판막 하단부에 부착하였다. 밸브에 걸리는 압력은 판막 삽입부 바로 위에 위치한 압력탭으로부터 측정된 값과 수두의 높이로 부터 계산된 값과 비교하여 확인하였으며, 누수량은 판막의 설

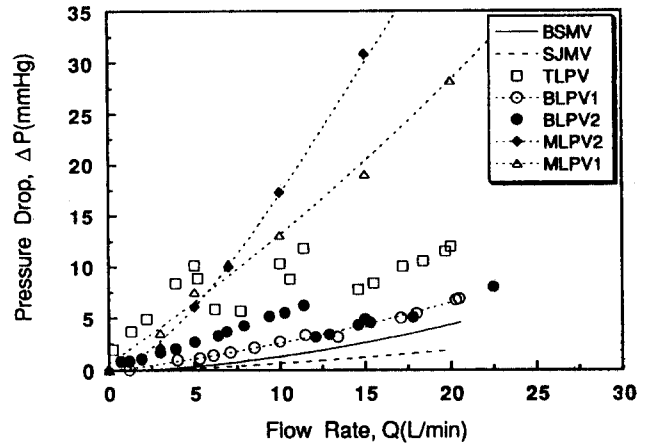


그림 6. 정상유동에서 인공심장판막의 압력강하

Fig. 6. Pressure drop of prosthetic heart valves in steady state (BSMV : Bjork-Shiley, SJMV : Saint-Jude Medical, TLPV : Trileaflet polymer with $t=0.3mm$, BLPV1 : Bileaflet Polymer with $t=0.1mm$, BLPV2 : Bileaflet Polymer with $t=0.2mm$)

치 높이가 동일한 위치에 설치한 유량 조절밸브가 완전히 열린상태에서 질량계로 측정하였다.

실험 결과 및 고찰

1. 압력강하 및 열림거동

혈액이 인공 심장판막의 열림판과 같은 유동 방해물을 통과할때 판막 전후에 부가적인 압력 강하가 발생되며, 이 압력 강하량은 판막의 수력학적 평가측면에 있어 매우 중요한 한가지 사항이다. Fig. 6은 정상유동 상태에서 여러 형태의 폴리머판막 및 기계식 판막의 압력강하를 보여 주고 있다. 유동형 단엽 폴리머 판막의 압력강하의 정도를 용이하게 비교하기 위해서, 본 연구팀에서 이미 발표한¹⁰⁾ 기계식 판막과 이엽 및 삼엽식 폴리머판막의 압력강하는 데이터를 추가하였다. 전반적으로 폴리머 판막들의 압력강하가 기계식 판막의 경우 보다 크다는 것은 이미 알려진 사실이나, 특히 본 연구에서 주안점을 둔 열림판의 두께가 0.2mm인 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 폴리머 일지라 할지라도 유연성의 저하로 열림면적이 적어져 유동형태가 밸브링과 열림판 사이에 제트류를 형성하여 판막후류에서 에너지손실이 크데 그 원인을 찾을 수 있다. 특히, 열림판 두께의 영향은 MLPV1($t=0.2mm$)과 MLPV2($t=0.4mm$)의 결과에서 알 수 있는 바와같이 MLPV2가

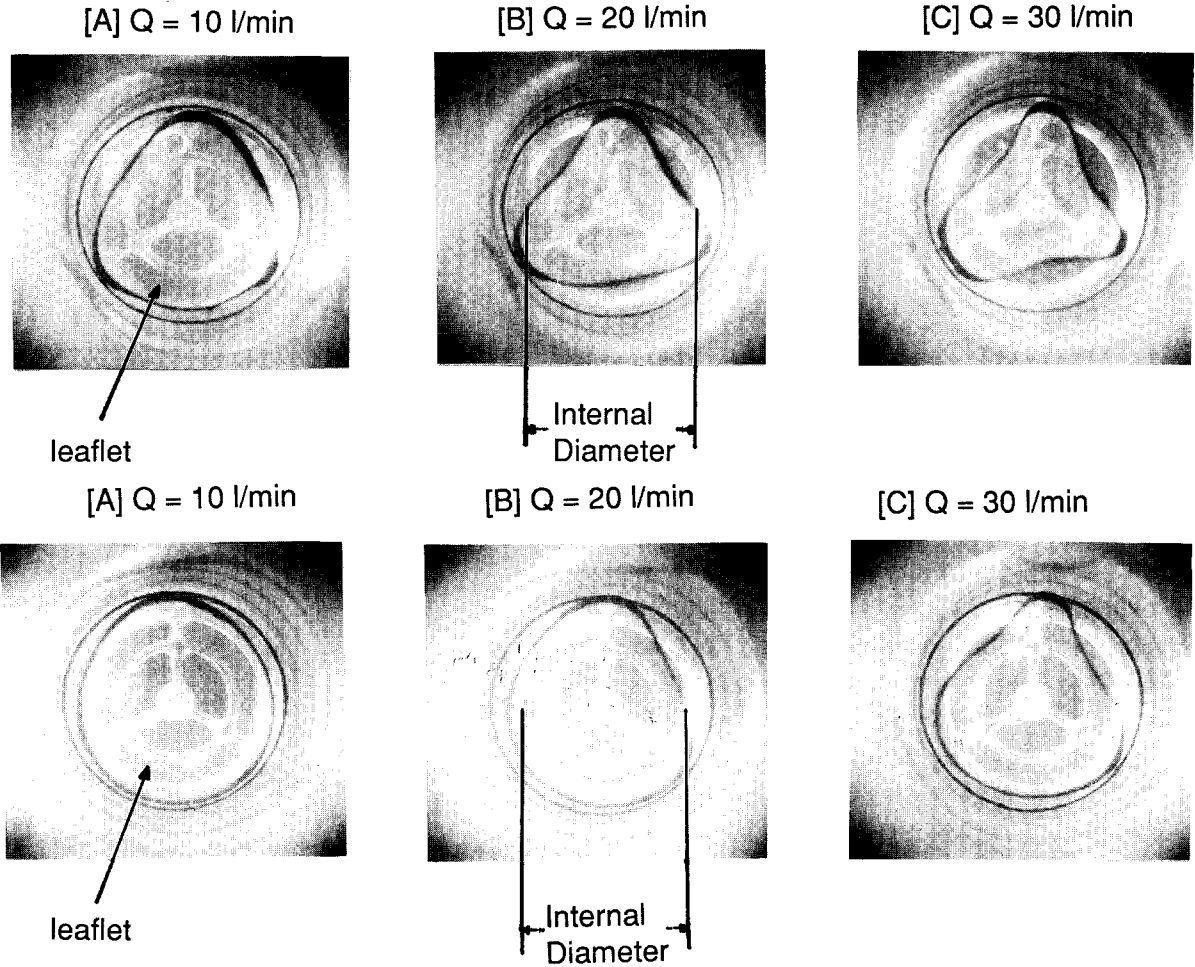


그림 7. 유량의 변화에 따른 유동형 단엽폴리머판막의 열림거동
 Fig. 7. Representative opening behavior of a MLPV at different flow rates

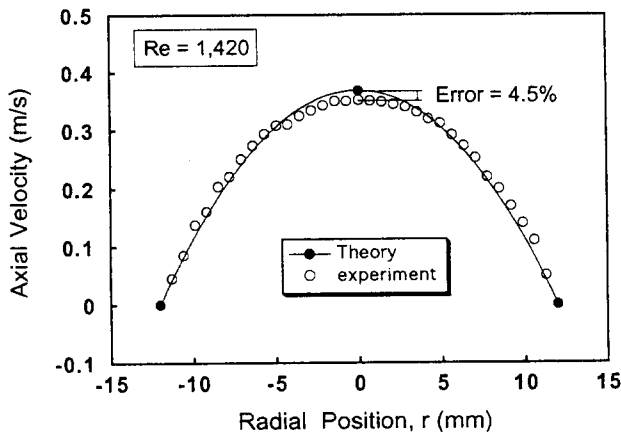


그림 8. 층류유동에서 속도측정에 대한 이론과 실험치의 비교
 Fig. 8. The comparison of theoretical and experimental velocity profiles in laminar flow

유량이 증가함에 따라 MLPV1에 비하여 약 1.5배 이상

의 압력 강하를 보이고 있다.

Fig. 7은 유동형 단엽 고분자 판막의 유량의 변화에 대한 열림판의 열림거동을 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 방해로 균일유동이 되지 못하여 열림판에 가해지는 불균일한 압력과 열림판 제작시 열림판의 두께를 균일하게 가공되지 못했기 때문

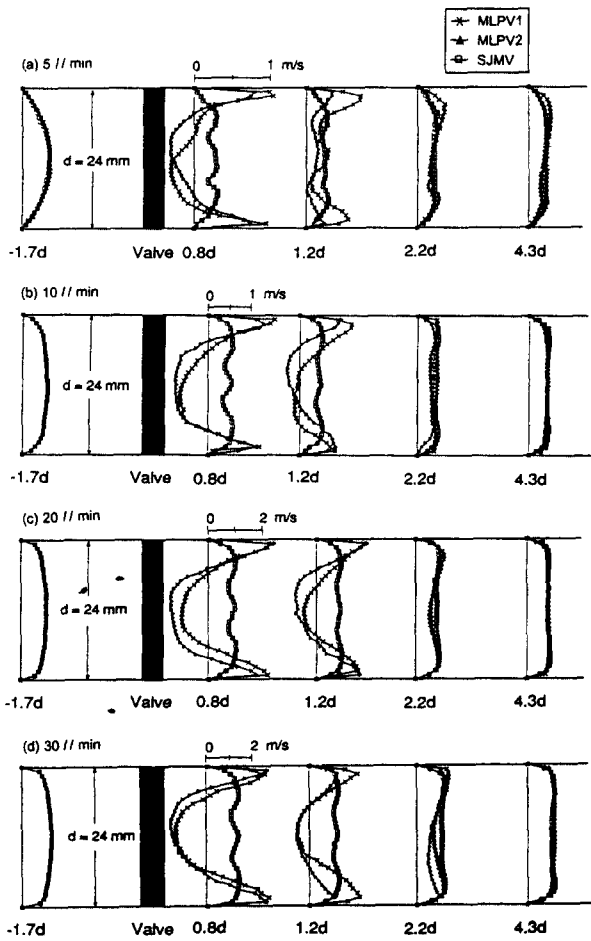


그림 9. 유량 및 위치의 변화에 따른 MLPV 및 SJMV의 속도 분포

Fig. 9. Velocity profiles of MLPV and SJMV at various flow rates and streamwise location

으로 여겨진다.

2. 속도 분포 (Velocity Profile)

수력학적으로 불완전한 인공판막은 난류, 높은 벽면 전단응력, 유동의 박리 및 정체영역, 나쁜 Washout을 나타내는 Wake 영역, 수격작용과 케비테이션 효과등을 발생시켜 용혈반응, 혈전증 그리고 혈전색전증등을 일으키는 주요 원인으로 알려져 있으며, 이와같은 내용은 판막 전후의 유동현상을 속도 측정값을 이용하여 정량화 함으로써 성능평가에 좋은 자료를 제공할 수 있다.

Fig. 8은 판막주위의 속도측정에 앞서 실험장치 및 LDV시스템의 검증절차로서 판막을 삽입하지 않은 상태에서 레이놀드 수가 1420(Q=5 l/min)인 층류에서 속도분포를 측정하여 이를 동일 유량하에서 계산된 완전발

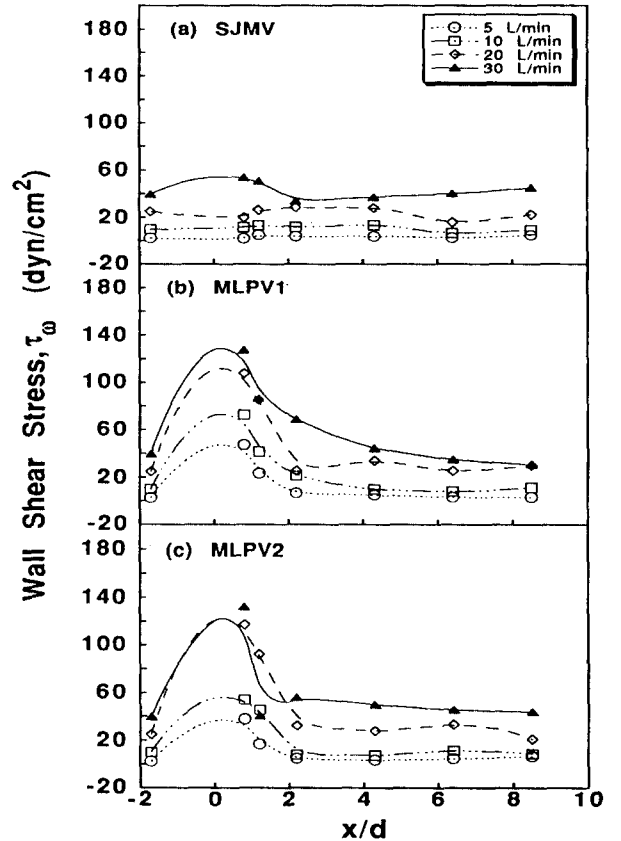


그림 10. 유량 및 위치의 변화에 따른 MLPV 및 SJMV의 벽면 전단응력 분포

Fig. 10. Wall shear distributions at various flow rates for different valves and streamwise location

달 속도분포식과 비교한 결과를 보여주고 있으며, 전 측정 구간을 통해 이론값에 근사한 속도 분포가 얻어졌으나 관 중심에서 최대 4.5%의 오차가 발생하였다.

Fig. 9는 유량이 각각 5, 10, 20, 30 l/min인 경우 SJMV, MLPV1, MLPV2의 측방향의 위치에 따른 속도 분포를 나타낸다. 기계식 판막인 SJMV는 전 유량에서 양 열림판 바로 뒤 후류 부분에서 열림판의 표면마찰과 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,

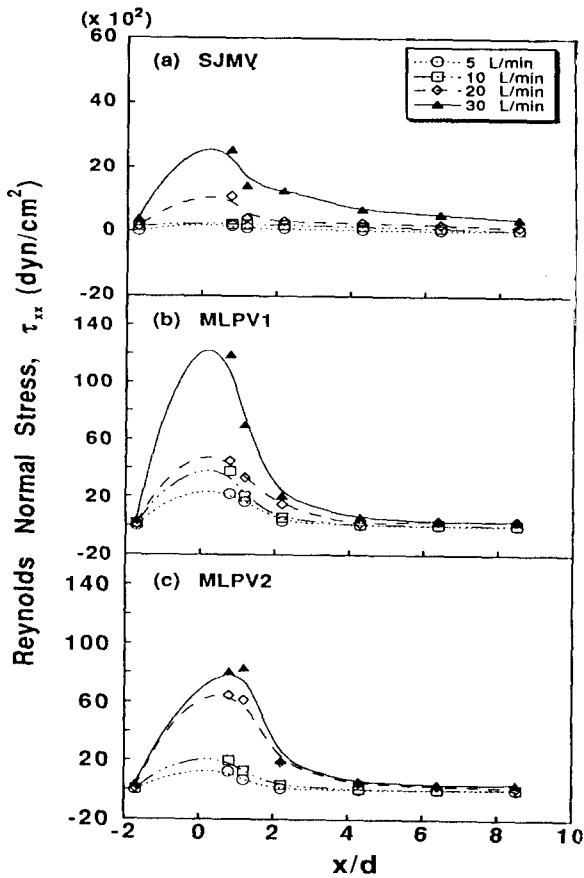


그림 11. 유량 및 위치의 변화에 따른 MPLV 및 SJMV의 최대 레이놀즈 수직응력 분포
 Fig. 11. Maximum Reynolds normal stress distributions at various flow rates for different valves

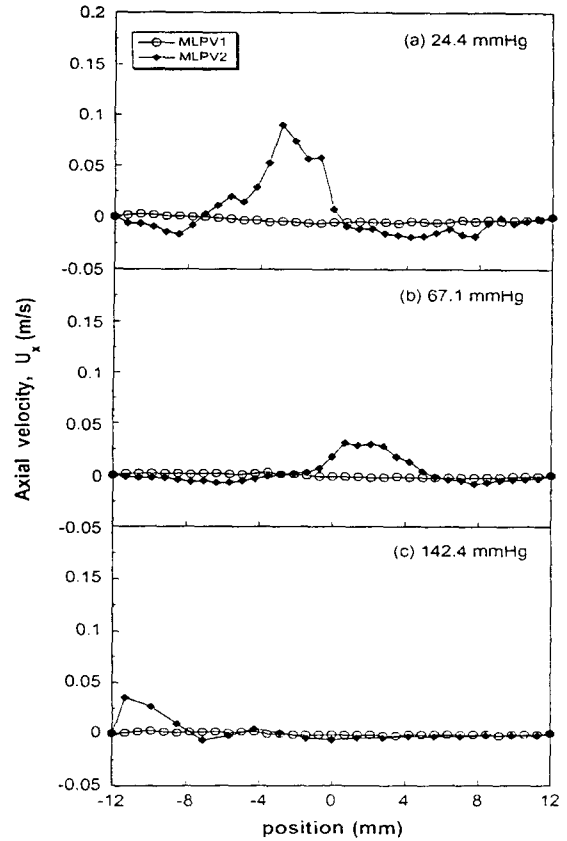


그림 13. 배압의 변화에 따른 단엽폴리머판막의 누수속도분포
 Fig. 13. Leakage velocity profiles of MLPVs at various back pressure

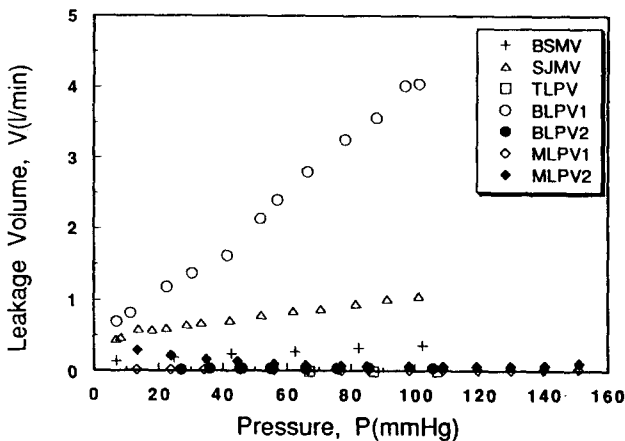


그림 12. 압력의 변화에 따른 누수량
 Fig. 12. Leakage volume of the valves vs. pressure

MLPV1은 유량이 증가할수록 점차 감소하여 30 l/min에서 약 51% 정도였다. 이는 열림판의 두께가 0.2mm인

MLPV1가 0.4mm인 MLPV2 보다 유동에 더 잘 순응하고 있음을 보여주어 있으며, 후류 1.2d의 지점에서 좀더 빠르게 감소하고 있는 역류영역이 이를 더 잘 설명해준다. Roberts¹⁶⁾는 역류 영역속에 존재하는 판막 지지대에 혈전이 형성됨을 임상학적으로 관찰한 후 보고 하였는데 MLPV1,2의 커다란 역류장의 형성은 점시모양을 하고 있는 판막 열림판 뒤의 오목한 부분에 정체영역을 형성시키며 열림판 지지대에 혈전 생성의 가능성을 내포하고 있으나, 이는 앞으로 맥동유동 실험 및 동물실험의 결과에서 신중히 검토해야 할 문제이다.

판막열림판과 관벽면 사이의 유동형태는 유량 30 l/min에서 MLPV1과 MLPV2의 최대속도가 각각 2.8, 2.75 m/sec로 매우 높은 벽면 전단응력을 발생시키는 제트 유동을 보이며 재빨리 소산하여 2.2d 이후 부터는 거의 찾아볼 수 없다. 그리고 좌우의 유동형태가 STMV와 같이 대칭을 이루지 못하고 유동상황에 따라 임의적으로 벽면의 속도가 약간씩 차이를 보이며 역류장의 위치가 변화

는 이유는 판막의 열림판이 SJMV와 같은 강체 구조가 아닌 폴리머 재질이고 열림판의 두께가 균일하지 못하기 때문으로 여겨진다.

3. 벽면 전단 응력 및 레이놀즈 수직 응력

본 실험에서 LDV를 사용하여 속도를 측정할 수 있는 관벽면으로부터 가장 근접한 거리는 0.58mm 이었다. 그리고 유체가 판막을 통과할때 벽면에서 고속유동의 형태를 보이며, 이 위치에서 속도값이 가장 크고 1 차원 단면 속도 측정값만 실험을 통해 얻었기 때문에 벽면과 0.58mm 위치사이의 속도 분포를 선형이라고 가정하면 벽면 전단 응력을 다음과 같은 식으로 계산할 수 있다.

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

여기서 는 유체의 점성 계수, du/dy 는 전단율을 나타낸다. 각각의 다른 유량에서 계산된 값은 Fig. 10에서 보여주는 것과 같이 판막으로부터 축방향으로의 거리(x/d)에 따라 벽면의 전단응력으로 표시 하였다. 벽면의 전단 응력은 관벽 양쪽에서 구한 값중 큰 값을 사용하였다. 결과값은 3가지 종류의 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 고속유동을 형성시키지 않기 때문이다. 반면에 MLPV1,2는 열림판을 통과하는 고속유동이 관 벽면과 고속으로 스치며 지나가기 때문에 유량의 증가와 함께 급격히 증가하고 있다.

유량 30 ℓ/min 에서 최대값은 SJMV, MLPV1, MLPV2에서 각각 54,130,127 dyn/cm^2 으로 나타났다. Mohandas¹⁷⁾는 혈관벽이나 이물질의 표면에 접촉되는 적혈구는 약 10-100 dyn/cm^2 정도의 전단응력에 의해 손상될 수 있음을 보고하고 있고, Fry¹⁸⁾는 전단응력이 400 dyn/cm^2 보다 높을때 혈관벽의 내피세포(endothelial cell)가 손상될 수 있다고 하였다. 또한, 맥동유동의 경우 최대유량의 정점에서 보다 판막이 열리는 동안의 가속유동에서 최대전단응력이 발생함을 보고하고 있다¹⁹⁾. 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 성분인값은 축방향(x) 파동 속도성분들을 적분한 평균값인 RMS(Root Mean Square) 값으로 표현할 수 있으며, 이 값으로부터 레이놀즈 수직 응력(τ_{xx})은 다음과 같은 식으로 계산할

수 있다.

$$\tau_{xx} = \rho u_x^2$$

여기서 ρ 는 사용된 유체의 밀도값이다.

Fig. 11은 각각의 유량에서 유동방향에 따라 레이놀즈 수직응력의 변화를 보여주고 있다. 측정된 값들은 전반적으로 판막위치로 부터 1d 사이에서 최대값을 보이고 있으며, 2d 까지 빠르게 감소하다가 8d 이후 부터는 판막 상류와 거의 같은 값에 이른다. 유량 30 ℓ/min 에서 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 좁은틈 사이로 고속 유동과 함께 판막후류의 wake에 의한 영향으로 열림판이 떨리기 때문에 매우 큰 난류를 발생시키고 있는것으로 생각 된다.

Chandran²⁰⁾은 맥동유동에서 수직응력(τ_{xx})은 정상 유동값의 2배 만큼 큰값을 가지며, Modi & Bishop¹⁹⁾은 맥동유동에서 전단 응력(τ_{xy})과 수직응력(τ_{xx})과의 관계가 1 : 4 임을 보고하고 있다. 이와같은 상호관계를 이용하여 본 실험결과로 부터 추론한 맥동유동 상태에서의 전단응력(τ_{xy})은 3 종류의 판막에 있어서 1270-6000 dyn/cm^2 의 값의 범위를 가진다. 이 값은 전단 응력 100-500 dyn/cm^2 범위에서 혈소판이 손상하여 용혈 작용이 있음을 보고한 Hung²¹⁾의 값에 비하면 10배 이상의 매우 큰 값으로 임상적으로 허용응력의 범주를 벗어나고 있다.

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 누수량(V_l)으로 분류되어진다. 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 있는 동안 판막의 열림판과 밸브링 사이의 밀착 부족과 판막의 기하학적 형상에 의하여 발생하므로 판막이 닫히는 동안의 역류량과는 의미가 다소 다르다. 그러므로 인공판막에서 부가적인 누수량 증가가 심박출량의 감소를 가져온다는 혈류학적 관점에서 볼때 닫힘역류량(V_c) 보

다는 누수량(V_f)이 좀더 중요한 문제라 생각된다. 특히 대부분의 기계식 판막의 경우 판막이 닫혀있는 순간 수심의 좁은 틈이 존재하게 되어 그 사이로 고속 제트류의 형성으로 높은 전단응력을 발생시킬 가능성이 존재하며, Reif²²⁾ 및 Baldwin²³⁾은 수치해석을 통하여 판막이 닫힌 상태에서 전후의 압력차 150-300mmHg에서 0.4-0.5 msec 동안 700-1000 Pa의 전단응력이 발생함을 보이고 있다.

Fig. 12는 판막이 닫힌상태에서 가해지는 압력의 변화에 따른 누수량을 보여주고 있다. 이 그림에서도 여러형태 판막의 상호 비교를 위해서 기존의 결과¹⁰⁾를 추가하였다. 대체적으로, 기계식 판막의 경우 10mmHg 이하의 낮은 압력을 제외하고는 압력의 증가에 따라 선형적으로 증가하여 140mmHg에서 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 0.2mm인 BLPV2에서는 누수량이 거의 존재하지 않는 반면에 두께가 0.1mm인 BLPV1은 누수량이 현저하게 증가하는데, 이는 0.1mm의 매우 얇은 열림판이 압력에 견디지 못하고 열림판과 밸브링 주위에 틈이 발생되기 때문으로 생각된다. 본 연구에서 주안점을 둔 유동형 단엽폴리머판막의 경우, MLPV2의 누수량은 다른 판막과는 다르게 10mmHg에서 0.28 ℓ /min의 값을 보이다가 130mmHg에 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.

또한, 판막이 닫혀있는 동안 틈새로 발생하는 누수유동의 관찰을 위해서 판막후류의 1D지점에서 속도분포를 측정하였으며, Fig. 13은 그 결과를 보여주고 있다. MLPV1의 누수속도는 판막의 전 범위에 걸쳐 매우 작게 나타났으나, MLPV2는 배압(back pressure)이 비교적 낮은 경우(24.4mmHg) 판막 중심부근에서 최대 0.1m/s의 국부적인 속도분포를 보여주며, 이는 판막의 leaflet이 장력에 의해 완전히 닫혀지지 않아 지지대와의 틈사이로 유체가 새어나와 관의 중심부 쪽으로의 유동에 의한 것으로 해석된다. 그러나, 배압이 증가 할 수록 누수속도는 적어져 MLPV1와 유사한 경향을 나타내며, 이는 Fig. 12의 결과와도 잘 일치하고 있다. 또한, SJMV의 경우 틈사이

로 제트유동의 존재를 확인하기 위하여 측정을 시도하였으나 판막후류에서 발생하는 매우 불규칙적인 유동에 의하여 그 측정이 불가능 하였다. 가시화실험을 통하여 유동을 관찰한 결과 본 실험장치에서 실현할 수 있는 최대 압력 140mmHg에서도 제트유동은 발견되지 않았으며, 앞에서 언급한 Reif나 Baldwin의 수치해석의 결과와는 상당한 차이를 보이고 있다.

지금까지 인공판막의 누수 특성을 고찰한 결과 압력증가에 따라 고분자 판막이 기계식 판막보다 누수량이 매우 적음을 알 수 있다. 그러나 고분자 판막의 경우 판막의 형태와 열림판의 두께에 따라 누수량의 큰 차이를 보이므로 고분자 판막이 사용될 조건에 적합한 형태의 판막과 열림판의 두께에 많은 연구가 필요하다.

요약 및 결론

새로운 형태인 유동형 단엽고분자 판막(MLPV)에 관한 수력학적 성능평가를 위하여 정상유동에서 압력강하, 속도 분포, 열림판의 열림거동, 판막 누수량 등을 측정하여 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 적기 때문에 판막후류에서 커다란 정체영역을 형성하며, 또한 열림판과 벽면사이에 고속유동으로 판막 후류에서 큰 벽면 전단 응력 및 레이놀즈 전단 응력의 값을 나타낸다.

반면에, 누수량은 고분자 판막의 경우가 기계식 판막보다 적게 나타났다. 열림판의 두께가 0.1mm인 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 주요한 인자의 하나라 할 수 있다.

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. Martin M., Thomas C., Philip D., Patricia V., "Artificial heart valves: past performance and future prospects", CVR&R, pp. 40-45, Dec., 1987.
3. Akutsu T., Dryer B., Kolff W.J., "Polyurethane artificial heart valve in animals", J. applied Physiol., Vol. 14, No. 6, pp. 1045-1048, 1959.
4. 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.
5. H. Reul, H. Muller and W. Tillman, "Design and in-vitro evaluation of a new shell-type artificial heart valve", Trans. Int. Soc. Art. Organs, Vol. 2, 434-438, 1979.
6. 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.
7. V.L. Gott, R.L. Daggett, R.J. Botham, D.E. Koepke, W.C. Zarnstorff and W.P. Young, "The development of a prosthetic heart valve utilizing a rigid housing and a flexible butterfly-wing leaflet", pp. 72-78, Unpublished data.
8. E.G. Wijsmuller, L.S. Yu, B. Yuan, N.D. Bishop and W.G. Kolff, "Development of a new inflow valve for a 20cc semisoft ventricle: preliminary results", The Int. J. of Art. Organ, Vol. 13, pp. 503-508, 1990.
9. 김철생, 박복춘, 서수원 등, "이엽식 고분자 판막의 수력학적 특성평가 및 동물실험", 대한의공학회지, 13권, 제3호, pp. 225-234, 1992.
10. 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.
11. Brauwald N.S., "A late evaluation of flexible teflon prosthesis utilized for total aortic valve replacement: postoperative clinical, hemodynamic and pathological assessment", J. of Thor. Card. surg., Vol. 49, pp. 485, 1965.
12. Russel F.B., "Development of seamless trileaflet valves", Trans. Amer. Soc. Artifi. Int. Org., Vol. 26, pp. 66, 1980.
13. 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.
14. Yosr A.M. Haggag, "In-vitro engineering testing of prosthetic cardiac valves", J. of Clinical Engineering, Vol. 16, pp. 469-477, 1989.
15. A.F. Bicen, "Refraction correction for LDA measurements in flows with curved optical boundaries", Volume VIII, Issue 2, April-june, 1982.
16. Roberts, W.C., "Choosing a Substitute Cardiac Valve: Type, Size, Surgeon", American J. Cardiology, Vol. 38, pp. 633-644, 1976.
17. 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.
18. Fry, D.L., "Acute Vascular Endothelial Changes Associated with Increased Blood Velocity Gradient", Circulation Res., Vol. 22, pp. 165-197, 1968.
19. 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.
20. 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.
21. 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.
22. Reif, T.H., "A Numerical Analysis of the Back Flow between the Leaflets of a St. Jude Medical Cardiac Valve Prosthesis", J. Biomechanics, Vol. 28, No. 4, pp. 733-741, 1991.
23. Baldwin, J.T., Tarbell, J.M., Deutch S. and Geselowitz D.B., "Mean Velocities and Reynolds Stresses within Regurgitant Jets Produced by Tilting Disc Valves", ASAIO Trans., Vol. 37, pp. 348-349, 1991.