

PIV 를 이용한 인공심장용 폴리우레탄 인공판막 하류의 유동 측정 : 맥동유동실험

김중경* · 성재용** · 장준근*** · 유정열† · 민병구****

(2000 년 8 월 18 일 접수, 2002 년 3 월 5 일 심사완료)

PIV Measurements of Flow Downstream of Polyurethane Heart Valve Prosthesis for Artificial Heart: Pulsatile Flow Experiment

Jung Kyung Kim, Jaeyong Sung, Jun Keun Chang, Jung Yul Yoo and Byoung Goo Min

Key Words : Polyurethane Heart Valve Prosthesis(폴리우레탄 인공판막), PIV(Particle Image Velocimetry), Reynolds Shear Stress(레이놀즈전단응력), Hemolysis(용혈), Thrombus(혈전)

Abstract

In-vitro flow characteristics downstream of a polyurethane artificial heart valve and a Björk-Shiley Monostrut mechanical valve have been comparatively investigated in pulsatile flow using particle image velocimetry (PIV). With a triggering system and a time-delayed circuit the velocity distributions on the two perpendicular measurement planes downstream of the valves are evaluated at any given instant in conjunction with the opening behaviors of valve leaflets during a cardiac cycle. The regions of stasis and high shear stress can be found simultaneously by examining the entire view of the instantaneous velocity and Reynolds shear stress fields. It is known that high shear stress regions exist at the interface between strong axial jet flows along the wall and vortical flows in the central area distal to the valves. In addition, there are large stagnation or recirculation regions in the vicinity of the valve leaflet, where thrombus formation can be induced by accumulation of blood elements damaged in the high shear stress zones. A correlation between the unsteady flow patterns downstream of the valve and the corresponding opening postures of the polyurethane valve membrane gives useful data necessary for improved design of the frame structure and leaflet geometry of the polyurethane valve.

1. 서론

완전 이식형 인공심장 또는 좌심실 보조장치와 같은 기계적 순환장치를 사용할 때 흔하게 나타나는 문제점으로 혈전색전증(thromboembolism)이 있다. 혈전색전증은 침착된 혈전이 떨어져 나와 부유하다가 혈관을 막게 되는 질환이다. Wagner 등⁽¹⁾

은 좌심실 보조장치를 이식받은 환자를 대상으로 한 임상실험에서 혈전색전증의 발생과 인공판막에 생성되는 혈전의 양 사이에 상관관계가 있다는 결과를 얻었다. 인공판막 때문에 발생하는 혈전은 판막 근처에서 나타나는 난류, 유동 박리, 정체, 재순환 등의 복잡한 유동특성과 밀접한 관련이 있다고 믿어져 왔으며 이를 뒷받침하는 연구결과도 찾아볼 수 있다. Yoganathan 등⁽²⁾은 Björk-Shiley 인공판막 초기 모델의 하류에서 LDA로 측정을 한 결과, 입상에서 관찰된 혈전이 존재하는 부오리피스(minor orifice) 부근에서 유동이 정체되고 낮은 전단응력이 발생하는 것을 알 수 있었다. Ellis 등⁽³⁾과 Healy 등⁽⁴⁾은 LDA와 유동가시화 기법을 통하여 Medtronic Parallel 양엽식 인공판막의 힌지(hinge) 부분에서 판막이 닫힐 때 발생하는 높은

* 회원, (주)바이오메드랩
† 책임저자, 회원, 서울대학교 기계항공공학부
E-mail : jyyoo@plaza.snu.ac.kr
TEL : (02) 880-7112 FAX : (02)883-0179
** 회원, (주)LG전자
*** 회원, 서울대학교 전기컴퓨터공학부
**** 서울대학교 의과대학 의공학교실
서울대학교 의학연구원 의용생체공학연구소

Table 1 Dimensions of heart valve prostheses investigated

Type	Tissue annulus diameter (mm)	Internal orifice diameter (mm)
Björk-Shiley Monostrut Mechanical Valve (BSMV)	27	22
Floating Type Polyurethane Valve (FPV)	26	21

난류전단응력과 복잡한 와류 구조가 임상실험에서 보고된 혈전생성의 원인이 된다고 발표하였다. 일반적으로 인공판막을 통과하는 유동은 판막을 구성하는 링, 지지대, 열림판의 방해로 받아 교란되면서 난류로 변하게 되며, 이로 인해 레이놀즈전단응력이 증가하게 된다. 혈액에 포함된 적혈구와 혈소판 등의 입자는 임계치를 넘는 전단응력을 받으면 손상되거나 활성화되고,⁽⁵⁾ 근처에 존재하는 유동정체영역이나 재순환영역에 축적될 경우 점차 시간이 지나면서 응집되어 혈전을 생성시키게 된다. 난류가 혈전 형성에 영향을 준다는 사실은 Stein과 Sabbah⁽⁶⁾가 수행한 연구를 통해 제시되었다. 이들이 사용한 실험장치를 살펴보면 중간에 수축부가 존재하는 튜브를 난류발생기로 사용한 것을 알 수 있는데, 실험결과 대부분의 혈전은 중간에 위치한 오리피스에 바로 인접한 하류에 침착되었으며 생성된 혈전의 양은 난류강도에 비례하였다. 이 논문에는 혈전이 분포된 지역과 유동특성의 관계에 대해서 언급되어 있지 않지만, 비슷한 형상의 동맥협착관 모델(arterial stenosis model)을 이용한 Bluestein 등⁽⁷⁾의 연구결과를 참조해보면 오리피스 후부에서 유동 박리로 인해 발생하는 보텍스 shedding(vortex shedding)과 재순환 유동의 양상에 따라 오리피스를 통과한 혈소판은 하류에서 침착되는 정도와 위치 및 분포가 달라지는 것을 알 수 있다.

혈전 생성을 최소화시킬 수 있는 인공판막을 개발하기 위해서는 우선적으로 판막 하류에서 나타나는 난류와 시간에 따라 변화하는 다양한 유동 형태를 정량적으로 측정하고 진단할 수 있어야 한다. PIV는 여러 유동측정기법 중에서 관심있는 유동장의 순간적인 전체 구조를 동시에 파악할 수 있는 방법으로서 약 10 여년 전부터 인공판막 주위 유동연구에 적용되었다. 정상유동조건에서 측정된 예로는 Lim 등⁽⁸⁾과 Browne 등⁽⁹⁾의 결과가 있다. Lim 등은 맥동유동에서 수축기의 순간최대유량에 해당되는 정상유동조건에서 기계식 판막과 조직 판막의 하류 평균속도장과 레이놀즈응력장을

PTV(Particle Tracking Velocimetry)로 측정하였다. PTV는 개별 입자를 추적하여 속도벡터를 구하는 방법으로서 기본 원리상 상관법을 이용하는 PIV에 비하여 공간 분해능이 떨어진다는 단점이 있다. Browne 등은 St. Jude 양엽식 판막 하류에서 LDV와 PIV로 측정된 결과를 비교하고, PIV를 적용할 때 순간속도장의 개수와 공간 및 시간분해능이 충분하지 않을 경우 난류유동 측정값의 정확성을 감소시킨다고 보고하였다. 한편, 맥동유동에서 PIV 측정을 한 결과는 Affeld 등⁽¹⁰⁾과 Brücker⁽¹¹⁾의 논문에서 나와있다. Affeld 등은 속도벡터 추출기법으로 상호상관법(cross-correlation method)을 사용하여 Björk-Shiley 판막과 St. Jude 판막 하류에서 나타나는 유동 형태를 측정하였다. 이들은 판막 하류 유속을 감소시키기 위해 레이놀즈 상사원리를 적용하여 실제 판막보다 10 배가 큰 판막 모형을 제작하여 실험에 사용하였다. Brücker는 기계식 판막 하류의 맥동성 유동장에 대하여 상대적인 시간 지연을 가지고 작동하는 2 개의 CCD 카메라로 연속된 입자 영상을 촬영해서 얻고, 상호상관법으로 속도벡터를 계산하여 20 ms의 시간 간격으로 순간속도장을 획득할 수 있었다. 이로부터 판막 근처에서 형성되는 와류의 구조와 진행 과정을 관찰하였다. 그러나, 이 방법은 2 개의 카메라를 정교하게 배치하고 위치를 보정하는 까다로운 작업이 필요하다는 단점을 지닌다.

본 연구에서는 서울대학교병원 의공학과에서 개발한 폴리우레탄 인공판막 주위 유동특성을 평가하고자 이미 수행한 정상유동실험⁽¹²⁾에 이어서 맥동유동조건에서 열림판의 주기적인 여닫힘에 따라 시시각각으로 변화하는 판막 하류의 순간속도분포와 레이놀즈전단응력분포를 PIV로 측정하였다. 한 주기를 20 ms 간격으로 분할하여 각 순간에 측정을 했으며, 이를 CCD 카메라로 촬영한 판막 열림판의 개폐 형상과 연관시켜 분석하여, 열림판의 모양과 하류 유동구조 사이의 연관성을 파악하는데 중점을 두었다.

2. 실험장치 및 방법

본 실험에서 사용한 폴리우레탄 인공판막(이하 FPV)에 대한 실험결과의 정확성을 검증하고 판막 성능을 비교하고자 최근까지 연구가 많이 진행된 Björk-Shiley Monostrut 기계식 판막(이하 BSMV)에 대해 동일한 실험을 수행하였다. Table 1에 두 판막의 주요 치수를 나타내었다. BSMV와 FPV 열림판이 완전히 열렸을 때 형상이 Fig. 1에 나타나 있다.

FPV는 열림판이 열릴 때 Fig. 2와 같이 두 단계를 거치도록 설계되었다. 열림판을 지지대 중앙부에 고정된 핀에 부착시키지 않고 자유롭게 유동에 따라 움직이도록 하였는데, 맥동유동에서 수축기 초기에는 열림판 전체가 접히지 않고 하류 방향으로 평행이동한 후에 유량이 점차 증가함에 따라 열림판이 접히면서 열림판과 벽 사이에 형성된 공간을 통하여 유동이 흐른다. 이렇게 해서 열림면적을 증가시키고, 열림판이 고정될 경우 열림판 중앙부에서 발생할 수 있는 혈전을 방지하고자 하였다.⁽¹³⁾ 또한 열림판을 일정한 두께로 만들지 않고 원주방향으로 두꺼운 부분과 얇은 부분이 교대로 나타나도록 만들어 열림판이 좀더 잘 접힐 수 있도록 하였다.

생체를 모사한 모의 순환 장치를 Fig. 3과 같이 구성하였다. 맥동유동을 발생시키고자 시험부 상류에 전기유압식 좌심실 보조장치(Biomedlab Co., Hemopulsa)를 설치하였다. 20°C에서 혈액과 비슷하게 점성계수가 3.5 cp이고 밀도가 1.05 g/cm³인 36% 글리세린 수용액을 혈액대용유체로 사용하였다. 실험 조건은 박동수 70 bpm, 수축기 지속시간 300 ms, 평균 대동맥압은 100 mmHg로 정하였고, 이때 한 주기동안의 평균유량인 심박출량(cardiac output)은 일회 박출량(stroke volume)이 55 cc정도로 고정되었으므로 사용한 판막에 따라 3.7에서 3.9 l/min사이의 값을 가졌다. 한 주기동안의 순간유량 곡선은 판막으로부터 충분히 떨어진 하류에서 PIV로 측정된 축방향 속도분포를 단면 적분하여 구하였다. 판막 열림판이 주기적으로 열리고 닫힐 때 나타나는 열림판의 모양을 관찰하고자 관측창을 통하여 CCD 카메라로 촬영하였다.

시험부와 PIV 장치 및 적용한 PIV 알고리즘에 관한 내용은 김중경 등⁽¹²⁾에 자세히 설명되어 있다. Fig. 4에 PIV 장치의 대략적인 구성도를 나타내었다. 정상유동실험과 달리 맥동유동실험에서는 한 주기의 특정한 시점에서 영상을 획득하기 위하여 수축기 시작과 동시에 좌심실 보조장치의 제어기에서 나오는 유발 신호(trigger signal)와 시간 지연 회로를 이용하였다. PIV 장치 중에서 프로세서

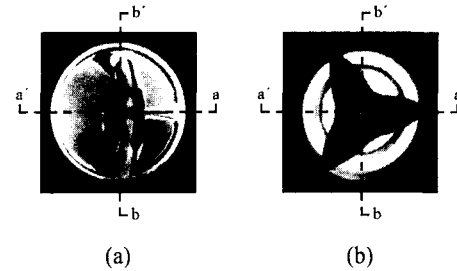


Fig. 1 Valve orientations and planes of measurement: (a) Björk-Shiley Monostrut mechanical valve (BSMV), (b) Floating-type polyurethane valve (FPV)

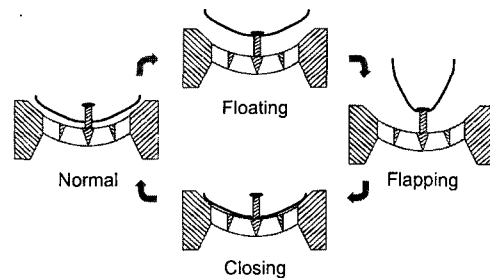


Fig. 2 Schematic of floating and flapping motion of FPV

(Dantec, FlowMap PIV 2000)는 TTL 신호에 의해 동작하는 레이저 서티와 CCD 카메라를 동기시키는 기능을 가지고 있다. 유발 신호가 발생되면 8253 카운터에 의하여 임의로 주어진 시간만큼 지연된 뒤 측정된다. 따라서 한 주기동안 원하는 순간에 영상을 획득하여 순간속도장을 구할 수 있다. 본 실험에서는 한 주기에서 30 개의 시점을 선택하여 순간속도분포를 측정하였다. 판막 열림판이 열린 후 닫힐 때까지 시간에 따라 변화하는 하류 유동장에 관한 정보를 얻고자 수축기와 이완기의 초기를 포함하는 $t = 0$ ms부터 $t = 560$ ms까지는 20 ms의 시간 간격으로 분할된 29개 시점을 선택하였고, 열림판이 완전히 닫히고 난 뒤인 이완기 말기에는 $t = 760$ ms인 순간을 택하였다.

측정단면은 Fig. 1에 나타낸 바와 같이 BSMV와 FPV에 대하여 각각 2 개씩 설정하였다. 각 판막에 대하여 평면 a-a'은 판 중심면에 대하여 좌우로 비대칭적이고, 평면 b-b'은 거의 대칭적인 형태를 보인다. 각 측정단면에서는 판막에서 하류방향으로 0.23D(D = 22 mm)만큼 떨어진 지점부터 1.14D까지 카메라로 촬영하였다. 640 × 480 픽셀로 구성된 각 입자영상에서 상관영역 크기는 64 × 64 픽셀로 정하였고 인접하는 상관영역과는 75% 중첩

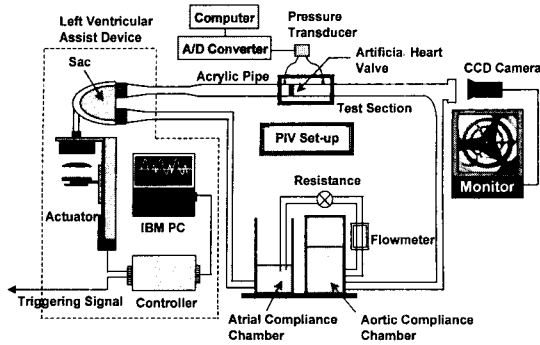


Fig. 3 Schematic of pulse duplicator system

되도록 하여, 총 1053 개의 속도벡터를 얻었다.

판막 하류에서 나타나는 평균유동장이 주기적으로 반복되고 재현된다는 것을 전제로 하고, 각 주기에서 같은 시점에 해당하는 순간속도장끼리 앙상블 평균하여 평균속도장을 구하였다. 측정영역의 각 지점에서 시간에 따라 변하는 순간속도를 $u(t)$ 라 하고 주기 T 인 맥동유동의 한 주기가 $t=0$ 에서 시작된다면, $t=t_0+(k-1)T$ 인 순간에서 평균속도 $\langle u(t_0) \rangle$ 와 속도변동성분 $u'(t)$ 는 다음 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\langle u(t_0) \rangle = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u(t_0 + (k-1)T) \quad (1a)$$

$$u'(t) = u(t) - \langle u(t_0) \rangle \quad (1b)$$

그러나, 실제 PIV 실험에서는 컴퓨터 저장 능력에 한계가 있으므로 다음 식 (2)와 같이 N 개의 주기동안 얻은 유한한 개수의 순간속도 샘플 u_k ($k=1, 2, 3, \dots, N$) 를 이용해서 평균속도 $\langle u(t_0) \rangle_N$ 와 속도 변동성분 u'_k 을 계산하게 된다.

$$\langle u(t_0) \rangle_N = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u_k = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u(t_0 + (k-1)T) \quad (2a)$$

$$u'_k = u'(t_0 + (k-1)T) = u_k - \langle u(t_0) \rangle_N \quad (2b)$$

이렇게 구한 평균속도와 순간속도를 이용하여 레이놀즈응력의 각 성분을 다음 식 (3)과 같이 계산할 수 있다.

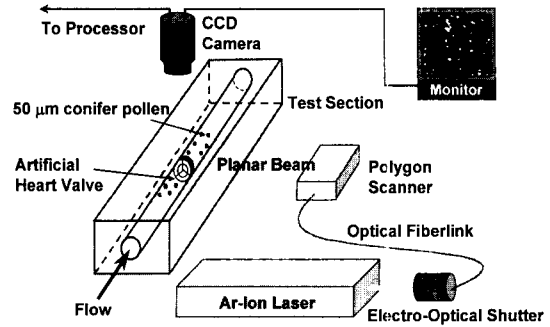


Fig. 4 Schematic of PIV system

$$\tau_{rr} = -\rho \langle u'(t)^2 \rangle = -\frac{\rho}{N} \sum_{k=1}^N [u'_k]^2 \quad (3a)$$

$$\tau_{xx} = -\rho \langle v'(t)^2 \rangle = -\frac{\rho}{N} \sum_{k=1}^N [v'_k]^2 \quad (3b)$$

$$\tau_{rx} = -\rho \langle u'(t)v'(t) \rangle = -\frac{\rho}{N} \sum_{k=1}^N [u'_k v'_k] \quad (3c)$$

여기서 u' , v' 는 각각 반경방향(r)과 축방향(x) 속도 변동성분을 뜻한다.

레이놀즈응력은 좌표축 변환에 따라 달라질 수 있는 값이므로, 측정영역에서 발생하는 최대레이놀즈응력을 얻고자 주레이놀즈응력을 다음 식 (4)를 사용하여 계산하였다.⁽¹⁴⁾

$$PRNS_1 = \frac{\tau_{rr} + \tau_{xx}}{2} + \sqrt{\left(\frac{\tau_{rr} - \tau_{xx}}{2}\right)^2 + \tau_{rx}^2} \quad (4a)$$

$$PRNS_2 = \frac{\tau_{rr} + \tau_{xx}}{2} - \sqrt{\left(\frac{\tau_{rr} - \tau_{xx}}{2}\right)^2 + \tau_{rx}^2} \quad (4b)$$

$$MRSS = \frac{PRNS_1 - PRNS_2}{2} \quad (4c)$$

여기서 $PRNS$ 는 주레이놀즈수직응력(principal Reynolds normal stress), $MRSS$ 는 주레이놀즈전단응력(major Reynolds shear stress)을 나타낸다.

통계적으로 의미있는 평균속도장과 레이놀즈응력장을 얻으려면 계산에 사용되는 주기의 개수 N 을 신중하게 결정해야 한다. 일반적으로 컴퓨터 저장 능력의 한계로 인해 충분한 크기의 N 을 사용할 수 없으므로, 본 실험에서는 각 시점에 판막 하류에서 발생하는 유동 교란 정도를 고려하여

N ($100 \leq N \leq 500$)을 설정하였다.

3. 결과 및 고찰

본 실험에서 사용한 PIV 장치와 영상처리 알고리즘의 정확성에 관한 내용은 김중경 등⁽¹²⁾에 자세히 언급되어있다. BSMV와 FPV에 대한 한 주기 동안의 순간유량곡선을 Fig. 5에 나타내었다. FPV를 지나는 유동이 BSMV를 통과하는 유동에 비하여 좀더 빠른 시간내에 최대순간유량에 도달하는 것을 알 수 있다. 이는 폴리우레탄으로 제작된 FPV 열림판이 금속재질인 pyrolitic carbon으로 제작된 BSMV에 비하여 가벼우므로 나타나는 현상이라고 생각된다. 한편, 열림판이 닫힌 뒤에 발생하는 누수량(leakage volume)은 FPV 경우가 BSMV에 비하여 매우 적다는 것을 알 수 있다. 한 주기 동안 심박출량은 BSMV와 FPV가 각각 3.8과 3.7 l/min로서 유의할 만한 차이를 보이지 않았다.

한 주기에서 Fig. 5의 유량곡선에 점으로 표시한 대표적인 6개 시점(BSMV: 180, 220, 260, 360, 480, 560 ms, FPV: 120, 160, 220, 320, 420, 500 ms)을 선택하고 그 순간에 나타나는 BSMV와 FPV 하류 평균속도분포를 각각 Fig. 6과 Fig. 7에 나타내었다. 선택한 6개 시점은 수축기 초기, 유동이 가속될 때, 순간유량이 최대일 때, 유동이 감속될 때, 역류량이 최대일 때, 열림판이 완전히 닫힌 뒤이다. 측정 영역을 명확히 나타내고자 판막 지지대의 위치를 실제 비율에 맞추어 그림에 표시하였다. BSMV와 FPV 하류에서 시간에 따라 복잡하게 변화하는 난류 유동장이 형성되며, 열림판을 지나며 박리되는 유동 때문에 보텍스가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 또한, 평면 a-a'에서 나타나는 전체적인 유동형태는 평면 b-b'에 비하여 매우 비대칭적인 것을 확인할 수 있다.

Fig. 6에 나타낸 BSMV 하류 속도분포를 보면, 수축기 초기($t = 180$ ms)에 가속되기 시작한 유동은 $t = 220$ ms일 때 전체적으로 균일한 속도를 가지고 하류 방향으로 움직이는 형태를 보인다. 최대순간유량에 도달하는 시점인 $t = 260$ ms일 때 열림판의 경사측과 수직인 평면에서 측정된 속도분포를 보면, 열림면적이 큰 오리피스(이하 주오리피스)를 통과하는 유동은 수축부 형태로 된 유로를 지나므로 가속되면서 최대속도가 1.7 m/s인 제트류를 형성하게 되고, 반대로 열림면적이 작은 오리피스(이하 부오리피스)쪽은 확대부를 형성하므로 유동이 감속되면서 제트가 빠르게 소멸된다. 부오리피스를 통과하는 유동은 열림판과 지지대로 인해 박리가 되면서 속도가 낮은 재순환영역을 넓게 형성

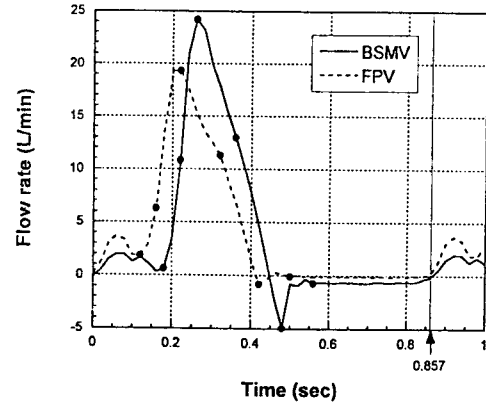


Fig. 5 Flow waveforms for BSMV and FPV during a cycle

시키게 되며, 일부는 열림판 하류쪽 표면을 따라 상류쪽으로 역류된다. 이러한 역류는 $x/D = 0.65$ 인 지점에 이르러서야 사라진다. 열림판의 경사측과 평행인 평면 b-b'에서 측정된 속도분포는 거의 대칭적으로 나타나게 되는 것을 Fig. 6(b)를 통하여 알 수 있다. 열림판에 바로 인접한 하류에서 반대 방향으로 회전하는 와류가 중심면을 기준으로 양쪽에 형성된다. 측방향 최대속도는 1.4 m/s로 측정되었다. 두 측정 평면에서 열림판을 지나며 발생하는 와류와 제트류의 경계 지역에서는 높은 속도 구배를 갖게 되며 유동 혼합 현상 때문에 교란이 일어난다. 순간최대유량에 도달한 뒤 유동은 감속되고 재순환 영역이 증가하게 된다. $t = 360$ ms일 때 최대속도는 평면 a-a'에서 1.0 m/s, 평면 b-b'에서 0.8 m/s로 측정되었다. 판막이 완전히 닫힌 뒤에는 상류쪽으로 역류하는 속도 성분만이 존재하게 되며 최대역류속도는 $t = 480$ ms일 때 두 평면에서 모두 0.4 m/s로 측정되었다. 동일한 판막에 대해 비슷한 실험조건에서 수행한 Giersiepen 등⁽¹⁵⁾의 LDA 측정결과와 비교해보면 속도 범위와 분포가 유사한 경향을 보이는 것을 확인할 수 있다.

Fig. 7에는 FPV 하류 속도분포와 각 시점에 촬영한 열림판 사진을 같이 나타내었다. 부드러운 폴리우레탄 재질로 제작된 열림판의 형상에 따라 판막 하류 유동은 다양한 형태를 보이는 것을 알 수 있다. 수축기 초기인 $t = 120$ ms일 때 열림판이 열리기 시작하며 열림판과 벽 사이에 생성된 틈으로 유동이 분출되면서 발생하는 박리와 재순환 현

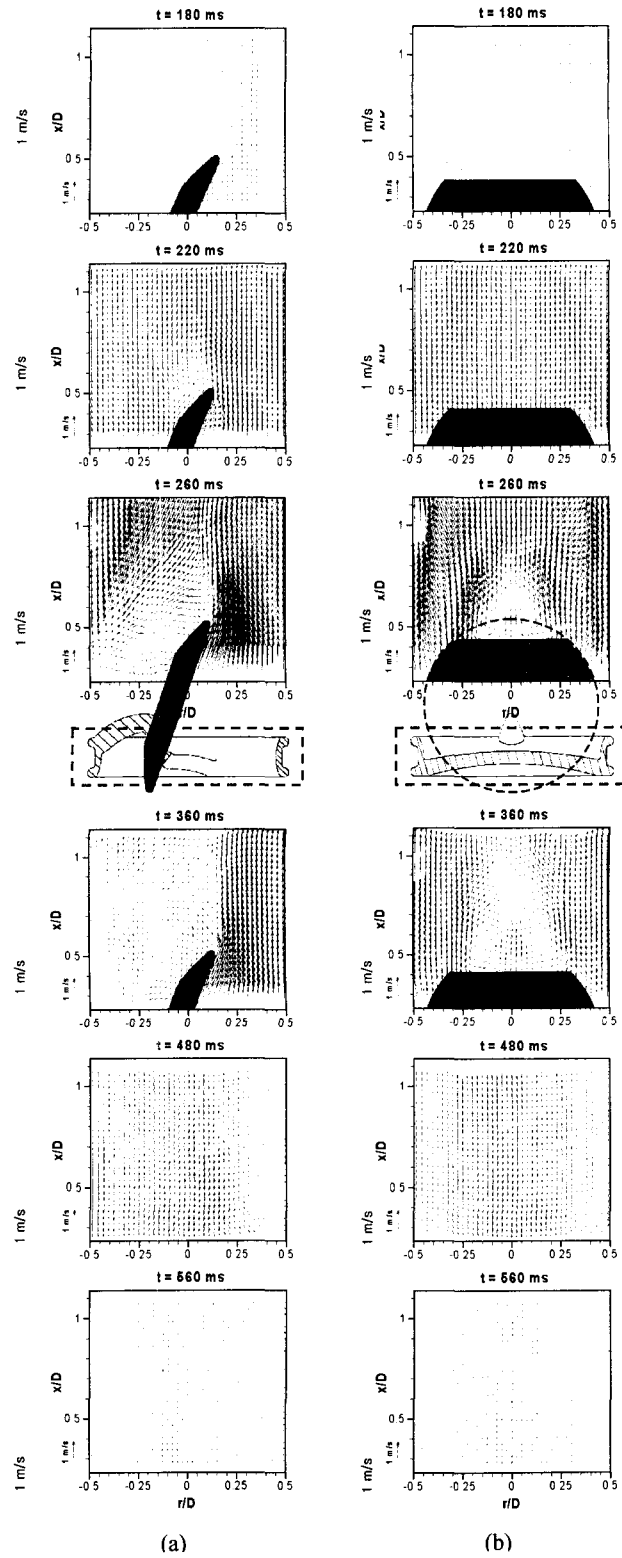


Fig. 6 Sequence of velocity fields downstream of BSMV on the (a) plane a-a' and (b) plane b-b' during a cardiac cycle

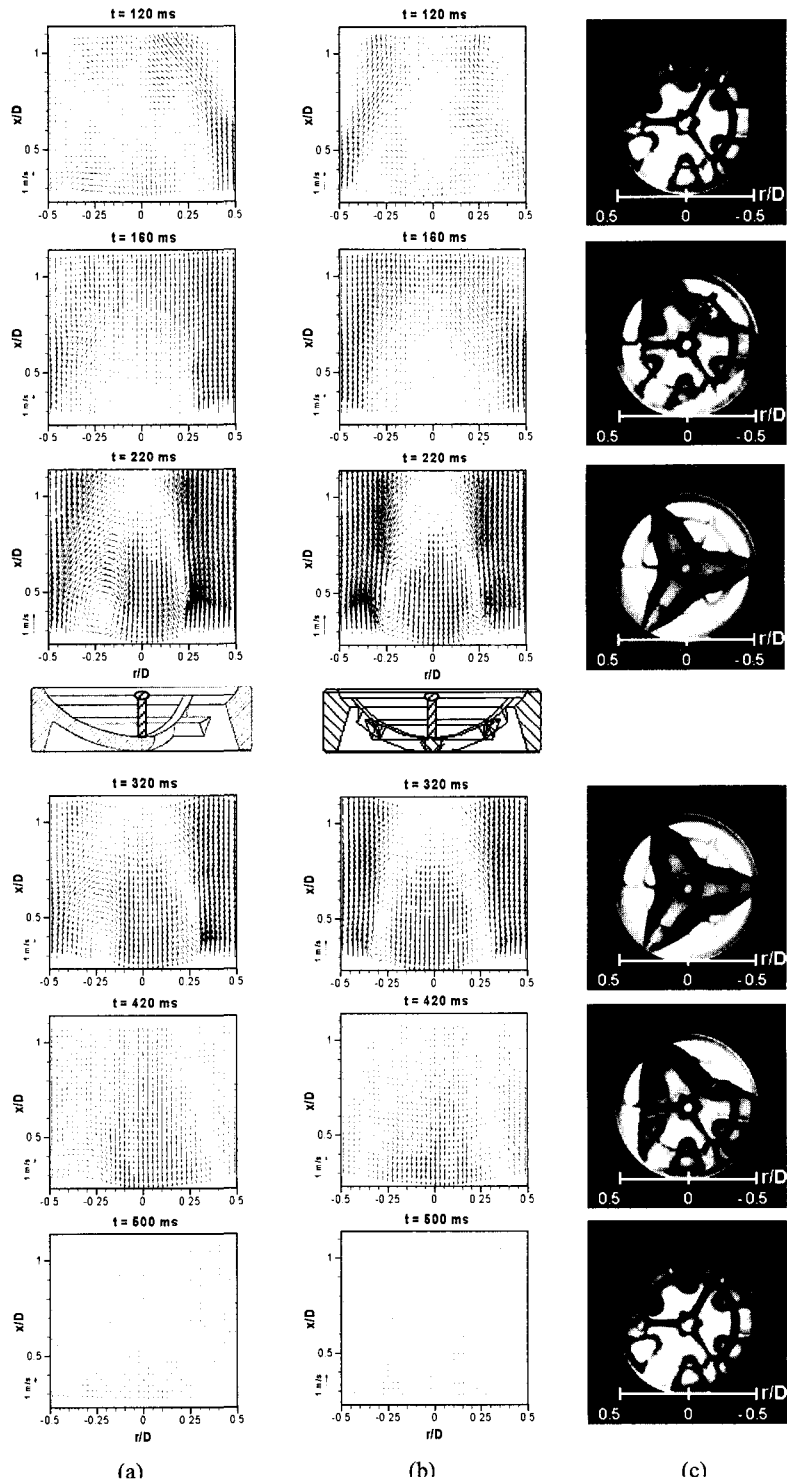


Fig. 7 Sequence of velocity fields downstream of FPV on the (a) plane a-a' and (b) plane b-b' during a cardiac cycle. Corresponding opening postures of the polyurethane valve leaflet are shown in (c)

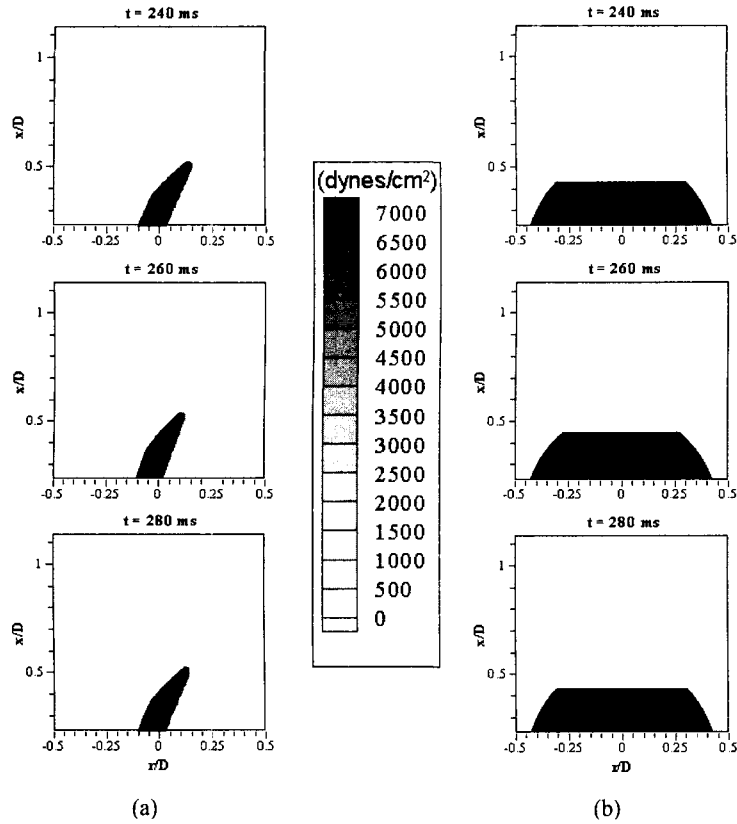


Fig. 8 Reynolds shear stress fields downstream of BSMV on the (a) plane a-a' and (b) plane b-b'

상을 관찰할 수 있다. $t = 160$ ms일 때 판막 하류의 유동은 대체적으로 균일한 속도를 가지고 하류 방향으로 움직이는 형태를 보이며, 이 때 Fig. 2에 도식적으로 나타내었듯이 지지대에 부착되지 않은 열림판이 하류 방향으로 평행이동한다. 이후에 유량이 급격히 증가함에 따라 열림판이 접히기 시작하면서 열림판을 지나는 유동이 박리되고 와류가 뚜렷하게 형성되는 것을 볼 수 있다. 평면 a-a'에서는 열림판의 개폐 형태가 파이프 중심면을 기준으로 좌우 비대칭이므로 열림 면적이 큰 우측 벽 쪽에서 제트류가 생성되고 좌측 벽쪽에서는 유동이 좁은 틈을 지나면서 강한 속도구배를 갖는 것을 알 수 있다. 실제로 측정단면에서 열림판의 좌측 벽쪽 부분은 수축기에도 접혀지지 않고 지지대에 붙어있으며, 열림판의 위쪽과 아래쪽 틈을 통과하는 유동이 측정 단면을 지나는 것으로 보인다. BSMV 하류 유동장과 비교했을 때, FPV 하류에서는 보다 넓은 범위에 걸쳐 역류 영역이 형성된다. 유량이 최대가 되는 $t = 220$ ms에서는 열림판의 열림 면적도 가장 큰 값을 가지게 되며, 반대 방향으로 회전하는 2 개의 와류가 중심면을 기준으로

양쪽에 뚜렷하게 형성되고, $x/D = 1$ 인 지점 근처에 존재하는 안장점을 확인할 수 있다. 최대유속은 두 평면에서 모두 1.9 m/s까지 도달하게 되며, 와류와 제트류의 경계 지역에서 유동이 혼합되면서 속도구배와 교란이 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 유량이 점차 감소함에 따라 와류의 중심은 반경방향에 대하여 벽, 그리고 축방향에 대하여 상류쪽으로 이동하는 경향을 보인다. 수축기의 정점을 지난 뒤에 판막은 서서히 닫히게 되며, 유동이 감속되는 시점인 $t = 320$ ms일 때 두 평면에서 측정된 최대속도는 1.2 m/s이다. 판막이 완전히 닫히기 바로 직전인 $t = 420$ ms일 때는 아직 열려있는 열림판과 벽 사이 공간으로 흘러나가는 유동을 제외하고는 대부분의 영역에서 상류 방향의 역류 속도성분을 가지게 된다. 최대역류속도는 두 평면에서 0.5 m/s로 측정되었다. 특히, 판막 지지대의 중앙부를 향해 역류되는 현상이 나타나며 이러한 유동이 짧은 시간 내에 빠져나가지 못하고 정체될 경우 혈전을 유발할 가능성이 있다. 두 측정평면의 양측 벽쪽에서는 판막을 지난 유동이 운동량의 손실로 인하여 역류하는 유동에 밀려 하류 방향으

로 진행하지 못하는 현상을 볼 수 있다. 판막이 완전히 닫힌 후 이완기의 초기시점 $t = 500$ ms에서는 하류 방향의 속도 벡터를 거의 찾아볼 수 없다.

BSMV와 FPV 하류 순간속도장과 평균속도장을 이용해 계산한 레이놀즈전단응력 분포를 각각 Fig. 8과 Fig. 9에 나타내었다. BSMV의 경우, 평면 a-a'에서는 와류와 제트류의 경계 지역에서 높은 속도구배와 유동교란으로 인해 비교적 큰 전단응력이 발생한다. 최대 레이놀즈전단응력은 최대 순간유량에 도달한 직후인 $t = 280$ ms일 때 발생하며 그 값은 3480 dynes/cm^2 로 측정되었다. 평면 b-b'에서 발생한 최대 레이놀즈전단응력은 4530 dynes/cm^2 이며 최대 수축기에 나타났다. FPV 하류에서는 열림판 움직임에 따라 전단응력분포가 변화하는 것을 볼 수 있으며, 유동이 혼합되는 지역인 제트유동 가장자리에서 유동교란으로 인하여 높은 전단응력이 발생한다. 평면 a-a'과 b-b'에서 발생한 최대 레이놀즈전단응력은 각각 7040 과 3870 dynes/cm^2 로 측정되었다. 최대 전단응력이 발생한 시점을 살펴보면 평면 a-a'에서는 최대순간유량에 도달한 직후이고, 평면 b-b'에서는 최대 수축기이다.

정상유동조건에서 유량 20 l/min 일 때 측정한 실험결과⁽¹²⁾와 맥동유동에서 비슷한 순간유량에 도달하는 최대 수축기일 때 측정 결과를 비교해 보면, 전단응력이 상대적으로 높은 지역의 분포는 유사하게 나타난다. 그러나, 전단응력의 최대값은 맥동유동조건에서 BSMV의 경우는 2.6 배, FPV의 경우는 1.9 배 정도 더 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. BSMV의 경우 맥동유동의 최대순간유량이 24 l/min 까지 도달한 것을 고려하면, 맥동유동에서 측정한 최대 레이놀즈전단응력은 상응하는 유량을 가지는 정상유동에서 측정한 최대 레이놀즈전단응력의 2 배 정도가 된다고 볼 수 있다. 이러한 결과는 정상유동 실험결과로부터 맥동유동 결과를 예측할 때 주의해야 할 점을 제시해준다.

적혈구 및 혈소판의 손상 정도는 가해지는 전단응력과 노출시간에 영향을 받게 되는데, 혈액내 입자가 파괴되는 임계 전단응력과 시간을 측정하여 여러 선행 연구결과^(5, 16-18)를 종합해 볼 때, 판막을 지나가는 혈액 입자의 노출 시간을 1에서 10 ms사이 범위라고 한다면 용혈(hemolysis)을 일으키는 임계 전단응력은 2000 에서 4000 dynes/cm^2 사이의 값을 가진다. 그러나 혈액 적합성이 떨어지는 재질과 반응하는 경우에는 10에서 100 dynes/cm^2 의 전단응력이 가해지는 상황에서도 적혈구가 파괴될 수 있다는 연구 결과가 있다. 또한 100에서 500 dynes/cm^2 의 전단응력은 혈소판을 손상시킬 수 있

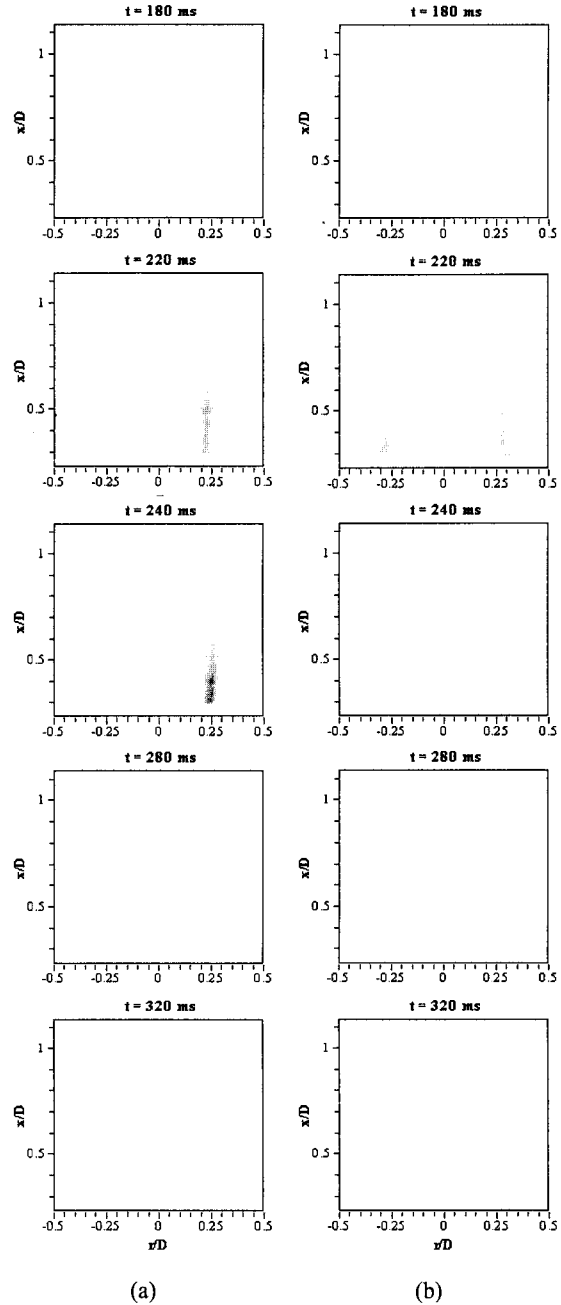


Fig. 9 Reynolds shear stress fields downstream of FPV on the (a) plane a-a' and (b) plane b-b'

다고 보고된 바 있다. 이러한 적혈구와 혈소판의 손상은 판막에 인접한 하류에서 나타나는 유동 특성에 따라 용혈 현상이나 혈전 등의 혈관 질환을 유발시키는 원인이 될 수 있다. 최근에 Grigioni 등⁽¹⁹⁾은 레이놀즈응력 해석을 통해 선행 연구자가

실험적으로 제시한 임계 전단응력이 실제값보다 낮게 측정되었을 가능성을 분석하고, 적혈구를 파괴시키는 임계 전단응력을 6000 dynes/cm²로 판단하였다.

본 연구에서 PIV를 통해 측정된 BSMV와 FPV 하류에서의 최대 레이놀즈전단응력은 각각 7040과 4530 dynes/cm²로 앞서 언급한 임계 전단응력보다 크게 나타났다. 맥동유동에서 측정된 레이놀즈전단응력은 측정 샘플의 개수, 측정 기법의 시간 및 공간 분해능, 주기의 재현성 및 반복성 등에 많은 영향을 받을 수 있다. 특히 Tiederman 등⁽²⁰⁾은 측정위치에서 평균속도가 주기에 따라 달라지게 될 경우에 이를 고려하지 않으면 레이놀즈전단응력이 10 배 이상 크게 나타날 수 있다는 것을 실험적으로 증명하고, 적절한 필터링 방법을 제시하였다. 이러한 필터링 방법에 관해서는 Walburn 등⁽²¹⁾과 Baldwin 등⁽²²⁾의 연구결과를 참조할 수 있다. 맥동유동조건에서 PIV로 판막 하류 레이놀즈전단응력을 측정하는 경우에 정확성에 영향을 주는 인자에 관해서 심도있게 논의된 결과가 발표된 적은 없는 것으로 보이며 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다.

PIV 측정법을 적용하여 FPV 하류 속도분포와 레이놀즈전단응력 분포를 BSMV와 비교 분석한 결과, 판막이 열리면서 열림판 가장자리와 벽 사이에 형성된 공간으로 분출되는 제트유동과 중앙부에 나타나는 보텍스의 경계에서 상대적으로 높은 전단응력이 발생하는 것을 확인할 수 있었으며, 분포 위치는 열림판의 개폐 형상과 밀접한 연관성이 있는 것을 알 수 있었다. 한편, FPV를 인공심장에 설치해 사용할 때 높은 전단응력보다 문제가 될 수 있는 유동 특성은 한 주기동안 계속 나타나는 판막 중앙부의 역류 및 재순환으로서 씻김(washout) 현상이 원활하게 일어나지 않을 경우 열림판과 지지대에 혈전을 생성시키고 그대로 방치되면 혈전색전증을 유발할 가능성이 있다. 현재 이 문제를 해결하기 위해 열림판에 작은 구멍을 만들어 역류에 의한 씻김 효과를 향상시키는 방안이 제안되었으며, 이에 관한 평가 작업이 진행 중이다.

4. 결론

유동장의 전체 구조를 순간적으로 동시에 파악할 수 있는 속도 측정 기법인 PIV를 통하여 인공심장용으로 개발된 폴리우레탄 인공판막과 이미 상품화되어 사용되고 있는 Björk-Shiley Monostrut 기계식 판막 하류의 평균속도분포, 레이놀즈전단

응력 분포를 맥동유동조건에서 측정하여 비교 분석하였다. 한 주기에서 30 개의 시점을 택한 뒤, 각 순간에 나타나는 판막 하류 속도분포를 측정하고 CCD 카메라로 판막 열림판의 영상을 획득하여 판막 열림판의 형상에 따라 복잡하게 변화하는 유동형태를 관찰할 수 있었다. 수축기 초기에 유동은 가속되면서 판막 하류 유동장을 안정화 시키게 되며, 이 때는 전체적으로 균일한 속도분포를 보인다. 이후 열림판을 지나면서 제트류, 유동 박리로 인한 와류 등이 발생하고, 유동혼합 현상이 나타나는 제트와 보텍스 사이 경계에서 강한 속도구배와 유동교란이 발생하게 된다. 결과적으로 이 지역에서 높은 레이놀즈전단응력이 발생하며, 일반적으로 알려져 있는 임계 전단응력을 초과하여 혈액내 적혈구와 혈소판 같은 입자를 손상시킬 정도가 되는 것으로 확인되었다. 최대순간유량에 도달했을 때 나타나는 판막 하류 속도분포는 같은 유량에 해당되는 정상유동조건에서 측정된 결과와 거의 비슷하지만 최대 레이놀즈전단응력은 2 배 정도 더 크게 나타났다. 유동이 감속되어 판막이 완전히 닫히기 전까지 폴리우레탄 판막에 인접한 하류에는 역류로 인한 재순환 영역이 넓게 형성되므로 혈전이 침착될 가능성이 높다. 특히 전단응력이 높은 주변 지역에서 손상되거나 활성화된 혈액 입자들이 재순환 영역으로 들어와 축적될 경우 응집되어 열림판 또는 지지대에 혈전이 생성될 수 있고, 이는 인공심장의 심박출량 감소 또는 혈전색전증으로 인한 장기 손상을 초래할 수 있다. 따라서, 판막 중앙부에서 씻김 효과를 증대시킬 수 있도록 열림판과 지지대의 설계 개선 작업이 이루어져야 한다고 판단된다.

후 기

본 연구는 1998년도 한국과학재단 국제공동연구과제(985-1000-001-2)와 BK21 사업 서울대/한양대 기계분야 연구인력양성사업단의 연구비 지원으로 이루어졌으며, 이에 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Wagner, W. R., Johnson, P. C., Kormos, R. L. and Griffith, B. P., 1993, "Evaluation of Bioprosthetic Valve-associated Thrombus in Ventricular Assist Device Patients," *Circulation*, Vol. 38, 5 Part 1, pp. 2023-2029.
- (2) Yoganathan, A. P., Corcoran, W. H., Harrison, E. C. and Carl, J. R., 1978, "The Björk-Shiley Aortic Prosthesis: Flow Characteristics, Thrombus Formation

- and Tissue Overgrowth," *Circulation*, Vol. 58, No. 1, pp. 70~76.
- (3) Ellis, J. T., Healy, T. M., Fontaine, A. A., Saxena, R. and Yoganathan, A. P., 1996, "Velocity Measurements and Flow Patterns Within the Hinge Region of a Medtronic Parallel™ Bileaflet Mechanical Valve with Clear Housing," *J. Heart Valve Disease*, Vol. 5, No. 6, pp. 591~599.
- (4) Healy, T. M., Fontaine, A. A., Ellis, J. T., Walton, S. P. and Yoganathan, A. P., 1998, "Visualization of the Hinge Flow in a 5:1 Scaled Model of the Medtronic Parallel Bileaflet Heart Valve Prosthesis," *Exp. in Fluids*, Vol. 25, No. 5-6, pp. 512~518.
- (5) Sutura, S. P., 1977, "Flow-induced Trauma to Blood Cells," *Circ. Res.*, Vol. 41, No. 1, pp. 2~8.
- (6) Stein, P. D. and Sabbah, H. N., 1974, "Measured Turbulence and Its Effect on Thrombus Formation," *Circ. Res.*, Vol. 35, No. 4, pp. 608~614.
- (7) Bluestein, D., Gutierrez, C., Londono, M. and Schoepfoerster, R. T., 1999, "Vortex Shedding in Steady Flow Through a Model of an Arterial Stenosis and Its Relevance to Mural Platelet Deposition," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 27, No. 6, pp. 763~773.
- (8) Lim, W. L., Chew, Y. T., Chew, T. C. and Low, H. T., 1998, "Steady Flow Dynamics of Prosthetic Aortic Heart Valves: A Comparative Evaluation with PIV Techniques," *J. Biomech.*, Vol. 31, No. 5, pp. 411~421.
- (9) Browne, P., Ramuzat, A., Saxena, R. and Yoganathan, A. P., 2000, "Experimental Investigation of the Steady Flow Downstream of the St. Jude Bileaflet Heart Valve: A Comparison between Laser Doppler Velocimetry and Particle Image Velocimetry Techniques," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 28, No. 1, pp. 39~47.
- (10) Affeld, K., Walker, P. and Schichl, K., 1989, "The Use of Image Processing in the Investigation of Artificial Heart Valve Flow," *ASAIO Trans.*, Vol. 35, No. 3, pp. 294~298.
- (11) Brücker, C., 1997, "Dual-camera DPIV for Flow Studies past Artificial Heart Valves," *Exp. in Fluids*, Vol. 22, No. 6, pp. 496~506.
- (12) 김종경, 성재용, 장준근, 유정열, 민병구, 1999, "PIV를 이용한 인공심장용 폴리우레탄 인공판막 하류의 유동 측정: 정상유동실험," 대한기계학회 논문집B, 제23권, 제12호, pp. 1570~1581.
- (13) Suh, S. W., Kim, W. G., Kim, H. C. and Min, B. G., 1996, "A New Polymer Valve for Mechanical Circulatory Support Systems," *Int. J. Artif. Organs*, Vol. 19, No. 12, pp. 712~718.
- (14) Baldwin, J. T., Deutsch, S., Geselowitz, D. B. and Tarbell, J. M., 1990, "Estimation of Reynolds Stresses Within the Penn State Left Ventricular Assist Device," *ASAIO Trans.*, Vol. 36, No. 3, pp. M274~M278.
- (15) Giersiepen, M., Krause, U., Knott, E., Reul, H. and Rau, G., 1989, "Velocity and Shear Stress Distribution Downstream of Mechanical Heart Valves in Pulsatile Flow," *Int. J. Artif. Organs*, Vol. 12, No. 4, pp. 261~269.
- (16) Leverett, L. B., Hellums, J. D., Alfrey, C. P. and Lynch, E. C., 1972, "Red Blood Cell Damage by Shear Stress," *Biophys. J.*, Vol. 12, No. 3, pp. 257~273.
- (17) Sutura, S. P. and Mehrjardi, M. H., 1975, "Deformation and Fragmentation of Human Red Blood Cells in Turbulent Shear Flow," *Biophys. J.*, Vol. 15, No. 1, pp. 1~10.
- (18) Mohandas, N., Hochmuth, R. M. and Spaeth, E. E., 1974, "Adhesion of Red Cells to Foreign Surfaces in the Presence of Flow," *J. Biomed. Mater. Res.*, Vol. 8, No. 2, pp. 119~136.
- (19) Grigioni, M., Daniele, C., D'Avenio, G. and Barbaro, V., 1999, "A Discussion on the Threshold Limit for Hemolysis Related to Reynolds Shear Stress," *J. Biomech.*, Vol. 32, No. 10, pp. 1107~1112.
- (20) Tiederman, W. G., Privette, R. M. and Phillips, W. M., 1988, "Cycle-to-cycle Variation Effects on Turbulent Shear Stress Measurements in Pulsatile Flows," *Exp. in Fluids*, Vol. 6, No. 4, pp. 265~272.
- (21) Walburn, F. J., Sabbah, H. N. and Stein, P. D., 1983, "An Experimental Evaluation of the Use of an Ensemble Average for the Calculation of Turbulence in Pulsatile Flow," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol. 11, No. 5, pp. 385~399.
- (22) Baldwin, J. T., Deutsch, S., Petrie, H. L. and Tarbell, J. M., 1993, "Determination of Principal Reynolds Stresses in Pulsatile Flows after Elliptical Filtering of Discrete Velocity Measurements," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 115, No. 4A, pp. 396~403.