

인공 심장판막 하류 유동의 in vitro 연구

김형범 · C. Lanning*

In vitro study of downstream flow passing through heart valve prostheses

Hyoun-Bum Kim and Craig Lanning

Abstract. The left ventricular filling flow is now considered as an indicator which can be used for early diagnosing of cardiovascular diseases. Because the understanding of left ventricular flow physics is critical for this purpose, the downstream flow characteristics of the artificial heart valve are investigated using particle image velocimetry (PIV) method. In this study, we investigated the wake characteristics of flows passing through three different artificial valves (St.Jude medical bileaflet mechanical valve, Bjork-Shiley monostrut mechanical valve and St.Jude medical Biocor bio valve). The downstream flow field has remarkably altered according to the different valves. SJM MHV has the flow field similar to the pulsating circular jet and BS MHV has oblique pulsating jet. SJM BHV shows the similar flow field of clinical data of normal heart.

Key Words: Heart valve prostheses(인공 심장 판막), DPIV(디지털 입자화상속도계), Pulsating jet(맥동 제트), Swirling strength(회전 강도)

1. 서 론

기능을 상실한 원래의 심장판막을 대체하기 위한 인공판막 수술은 1960년대부터 시작되어 현재는 심장관련 질환치료의 일상적인 수술중의 하나가 되었다.

지난 40여년동안 원래의 심장판막을 대체하기 위하여 매우 다양한 인공판막들이 연구자들에 의해 제안되었고, 이 개발된 인공판막들은 크게 다음과 같은 5종류로 나눌 수 있다.

대표적인 5종류의 인공 판막들은 caged-ball valves, caged-disk valves, hinged(or tilting) disk valves, bileaflet valves 등의 4가지 기계적 인공판막들(mechanical heart valve, MHV)과 생체조직 판막(bioprostheses heart valve, BHV)인 tissue valves이다.⁽¹⁾

기계적인 인공 판막들(MHV) 중에서 가장 성공적

인 것으로 평가되는 것은 tilting 디스크와 bileaflet 형상의 판막으로^(2,3,4) 많은 수의 손상된 원래의 판막들이 외과적인 수술을 통해 위와 같은 MHV로 대체되었고 현재도 사용되고 있다. 이러한 MHV 들은 임상적으로 광범위한 인정을 받고있지만 아직까지도 성능면에서 원래의 자연적인 심장판막과 비교하여 개선의 여지가 남아있다.

이러한 MHV의 가장 큰 단점으로는 용혈현상(hemolysis) 및 혈전증(thrombosis)의 원인을 들 수 있다. 기존의 임상연구로부터 인공판막 주위의 높은 난류전단응력(turbulent stress)이 이러한 용혈현상과 혈소판 활성화 등에 영향을 준다는 것이 보고되었다.^(5,6,7)

생체인공판막들(BHV)은 MHV와 비교하여 그 성능이 원래의 심장판막과 유사하다고 보고되었고 용혈현상등도 MHV 보다 더 적게 발생함이 밝혀졌다.⁽⁸⁾ 이와 같은 장점에도 불구하고 BHV는 구조적인 내구성 이 약하다는 문제점을 가지고 있다. 돼지로부터 나온 BHV 의 연구결과는 leaflet의 칼슘화가 인공심장

[†]경상대학교 기계항공공학부 항공기부품기술연구소
E-mail: kimhb@gsnu.ac.kr

*Dept. of Pediatrics University of Colorado Health Sci. Center, USA

판막의 역류에 중요한 원인의 하나로 보고되었다.⁽⁹⁾ 이러한 구조적인 이유로 BHV는 MHV를 완전히 대체하지 못하고 현재 같이 사용되고 있고, 두 인공심장 판막을 비교연구한 임상연구에서는 기계적 인공심장 판막을 시술한 환자들의 생존율이 더 높다고 보고되었다.⁽¹⁰⁾

즉, BHV는 내구성의 문제가 심각하고 MHV를 시술한 환자들의 경우에는 혈전색전증(thromboembolic disease) 관련 질환의 예방을 위하여 평생 항응혈제의 사용이 필요하다.

MHV와 BHV의 성능은 판막의 기능, 내구성, 혈전색전증등의 여러가지 요소들을 복합적으로 고려하여 판단된다. 이를 위하여 MHV와 BHV주위의 속도 및 난류특성치등을 측정하는 유체역학적 연구가 판막의 개발단계에서부터 일상적으로 수행되고 있다. 지금까지의 대부분의 인공판막에 관련된 혈류역학연구는 판막의 주위에 제한되어 이루어져 왔다. 이는 일반적으로 혈전색전증이나 칼슘화를 촉진시키는 유체역학적 특성치인 전단응력분포와 역류 유동등이 판막의 주위에서 뚜렷하게 나타나기 때문이다

이와는 반대로 인공판막의 기능면에서의 유체역학적 성능, 낮은 압력손실, 작은 속도구배 등-, 의 연구나 시술된 인공판막의 상태를 진단하기 위한 연구등은 비교적 적게 이루어졌다.

최근들어 closed loop의 특성을 갖는 심혈관계 질환의 조기진단기법으로 좌심실을 채우는 유동(filling flow)의 특성을 이용하려는 연구⁽¹¹⁾가 시도되고, 관련된 연구로 인공 심장판막이 설치 된 후의 좌심실 내부유동의 장기적인 변화를 관찰하여 인공판막의 상태를 진단하려는 연구등⁽¹²⁾이 발표되고 있다. 이러한 연구들은 모두 좌심실 내부 유동구조의 정확한 이해를 필요로 하지만 심장 내부 혈류유동의 생체 안에서의 관찰이 힘들기 때문에 연구에 많은 어려움이 있다.

전자공학의 발전에 힘입어 의료용 영상기법을 이용한 복잡한 인체 내부유동의 생체 내부 측정기법이 발표되고 있다. 최근에 활발히 개발되어 사용되고 있는 MRI⁽¹³⁾나 기존의 초음파 심장진단(echocardiography)법이 갖는 점측정(point measurement)의 한계와 cosine 오차를 극복한 초음파 영상으로부터 속도를 측정하는 echo PIV기법등의 개발은 생체 내부 측정의 어려움을 해결하고 인공 심장판막의 장기적인 모니터링 기법으로 새롭게 제안되고 있다.⁽¹⁴⁾ 이러한 생체영상을

기반으로한 속도측정기법들은 2D 혹은 3D 속도측정이 가능할 뿐만 아니라 echo PIV의 경우, 약 2msec에 이르는 높은 시간해상도(temporal resolution)를 갖고 있다.⁽¹⁵⁾

본 연구에서는 3개의 다른 종류의 mitral valve를 대체하기 위한 인공 심장판막을 가지고 좌심실을 모사한 chamber내에서 판막을 지난 후류를 대상으로 유동구조를 해석하였다. 기존의 연구들을 통해 충분히 이루어진 인공판막의 근접유동에서의 전단응력측정등에 관한 연구는 생략하였다.

좌심실 내부 filling flow는 닫힌 구간에서의 백동제트(confined pulsating jet)의 일종으로 복잡한 기하학적 형상으로 인하여 생체 내외부 측면 모두에서 연구의 어려움이 있다. 본 연구결과를 이용하면 생체 내부의 혈류유동 속도측정이 가능한 MRI나 echo PIV 기법과의 정량적 비교 연구가 가능하여 새로운 심혈관계 질환진단기법으로 사용 가능성을 검증할 수 있다.

본 연구에서는 가장 많이 연구되었고 또 현재 사용되고 있는 3가지 종류의 인공판막, St.Jude medical (SJM)[®] bileaflet valve와 Bjork-Shiley monostrut (BSM)[®] valve, 그리고 St.Jude medical Biocor(SJB)[®] valve, 을 선택하여 연구를 수행하였다.

2. 실험 장치 및 방법

2.1 좌심실 모사 장치

본 연구는 Fig. 1에서 보는 바와 같이 모사된 좌심실 모델에서 인체와 유사한 조건의 맥동유동상태에서

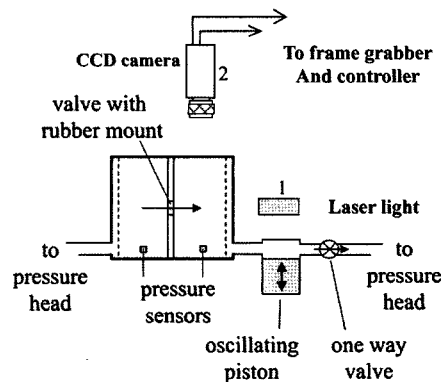


Fig. 1. A functional schematic of the in vitro model of half heart.

수행되었다.

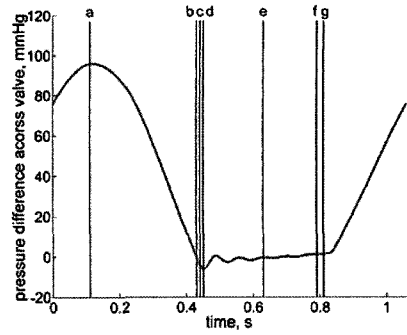
실험모델은 좌심실의 filling flow 모사장치로 좌심방과 좌심실 사이의 압력차이에 의해 판막이 작동하게 된다. 심방과 심실사이의 압력차이를 만들기 위해 맥동펌프(Harvard® blood pump)와 constant head bath를 설치하여 좌심실의 이완과 수축을 모사할 수 있도록 유동조건을 만들었다. 심박수와 stroke volume은 맥동펌프의 주파수등을 제어하여 결정하였고 본 연구에서의 심박수는 58beat/min으로 기존의 연구로부터 결정되었다.⁽¹⁵⁾ 두 개의 압력센서를 모사된 좌심방(left atrium)과 좌심실(left ventricle)에 설치하여 압력신호를 측정하였다. 기본적인 동작원리는 피스톤 펌프를 이용하여 좌심실 chamber의 압력을 낮추어, 실제 좌심실이 이완되면서 mitral valve를 통해 혈류가 들어오는 현상을 모사하였다. 또한 pressure head bath와 좌심방 chamber사이에 compliance chamber를 설치하여 관로 및 기타 실험장치에서 발생하는 compliance 효과를 제어하였다. 작동유체로는 물을 사용했다.

Fig. 2는 유동측정 실험시 좌심방과 좌심실에 설치한 두 압력센서에서 읽은 압력의 차이를 나타내는 것으로 이는 심장의 한 주기에서 좌심실과 좌심방사이의 압력차이를 의미한다. Fig. 2(a),(b)의 두 MHV사이의 압력차이 그래프는 거의 유사한 모양을 나타내고, (c)의 BHV의 경우, 심방과 심실사이의 압력이 기계적 판막과 비교하여 최대값이 약 10%정도 크게 나타났다. MHV와 BHV간의 또 다른 차이는 좌심실의 이완이 시작되는, 즉 판막이 열리는 순간에 서로 다른 경향을 보인다. MHV의 경우, 판막이 열리면서 압력차이 그래프가 변동을 하지만 BHV의 경우에는 overshoot이후 일정한 기울기를 갖는다. 이 결과는 판막을 통과하는 유체의 압력손실이 BHV보다 MHV경우에 더 크게 나타남을 의미한다.

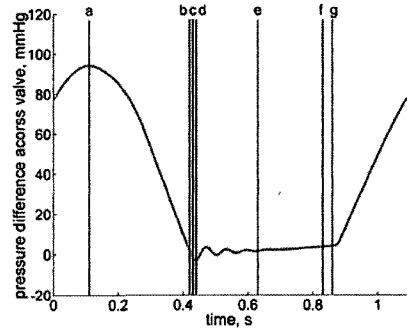
본 실험에 사용한 인공판막들의 기하학적 형상을 Table 1에 나타냈다.

Table 1. Orifice diameter of the valves

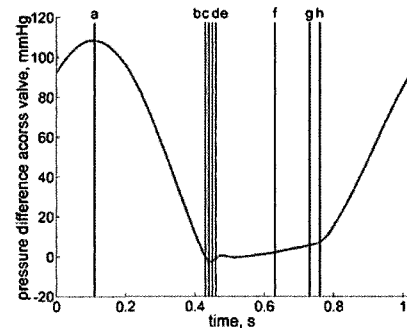
Valve	Internal stent diameter (D)
St.Jude Medical bileaflet	21mm
Bjork-Shiely monostrut	21mm
St.Jude Medical Biocur	21mm



(a) Pressure curve for SJM MHV



(b) Pressure curve for BS MHV



(c) Pressure curve for SJM BHV

Fig. 2. Pressure difference between the left atrium and left ventricle chamber.

2.2 광학DPIV 측정 실험

인공심장 판막의 후류유동을 연구하기 위해 광학 DPIV기법을 이용하여 속도벡터를 측정하였다. TSI PIVCAM® 13x8 CCD (1280x1024 pixel resolution) camera와 dual head Nd:YAG 펄스 레이저를 동기시켜 입자영상을 획득하였다. Fig. 2의 각각의 그림에서 (a,b,~g,h)까지 표시된 부분은 좌심실의 한 주기에서 영상획득이 이루어진 각각의 위상을 나타낸다. 맥동

펌프에서 일정한 piston의 위치에서 TTL신호를 발생시키는 회로를 설치한 후, 이 신호를 기준으로 주기를 결정하였다.

실험에 사용된 산란입자는 평균직경이 약 10 mm인 SHGS(silver coated hollow glass sphere)를 사용하였다. Fig. 3은 실험에 사용된 판막들의 사진과 좌표계를 보여 준다. 각각의 판막에서 완전히 닫혔을 때와 완전히 열렸을 경우의 사진을 나타냈다. 속도측정은 xy평면상에서 이루어 졌고, 측정단면의 크기는 약 2D×2D이다. PIV기법은 FFT를 기반으로하는 상호상관계 PIV기법을 사용하였다. 그리고 측정속도벡터의 공간해상도를 증가시키기 위하여 재귀기법(iterative scheme)을 사용하여 최종 속도벡터의 공간해상도는 약 1 mm²이고 속도벡터의 겹침비(overlap ratio)는 50%이다. 앞의 Fig. 2에서 표시된 각 위상에

서 400장의 입자영상을 획득하여 총 200장의 순간속도장을 구하였다. 이 순간속도장을 앙상블 평균하여 평균속도 및 난류특성치들을 계산하였다. 맥동유동의 특성상, 속도의 dynamic range가 위상에 따라 크게 변하기 때문에 frame straddling기법에서의 두 입자영상사이의 시간간격(Δt)은 위상에 따라 다른 값이 사용되었다.

좌심실 내부를 채우는 유동은 맥동제트 형태로 혈류가 mitral valve를 통과하면서 전단유동이 발달한다. 본 연구의 목적인 좌심실 내부의 filling flow의 해석을 위해 위상평균된 속도정보를 이용하여 와도를 계산하였다. 와도는 유동의 회전도(rotationality)뿐만 아니라 와동(vortex flow)의 정성적인 해석에 도움을 준다.

와도 ω_z 는 $\omega_z = u_y - v_x$ 로부터 직접 계산으로 구하였다. 미분 계산의 특성상 변동성분에 따른 영향을 최소화하기 위하여 least squares method를 이용하여 와도계산을 수행하였다.

그러나 강한 전단유동이 있는 경우에는 와동이 전단유동내에 포함되어 와동의 핵과 같은 정성적인 특성을 알기가 어렵다. 이를 위해 와동의 중심을 찾기 위해 Chong등이⁽¹⁶⁾ 제안한 swirling strength방법을 사용하였다.

국부 속도구배 텐서(local velocity gradient tensor)에서 특성방정식의 판별식이 양일 경우, 하나의 실 고유치(real eigenvalue (λ_r))와 한 쌍의 쥘레 복소수 고유치(a pair of complex conjugate eigenvalues ($\lambda_{cr} \pm \lambda_{ci}$))를 갖는다. 여기서 λ_{ci} 값이 의미하는 바는 l_r 축을 중심으로 한 바퀴 회전하는데 걸리는 파장을 나타낸다. 순수 전단유동의 경우 이 값은 0이 되고 $\lambda_{ci} > 0$ 일 경우 유한한 파장을 갖는 회전 swirl운동이 있음을 의미한다. 이 swirling strength방법은 전단유동내에 잠겨진 와동의 핵을 찾는 데 유용하지만 그 와동의 방향등의 정보는 제공하지 않기 때문에 와도등의 정량적 특성치와 같이 해석되어야 한다.

3. 결과 및 토의

Fig. 4는 Fig. 2의 압력결과 및 판막의 가시화 결과로부터 찾은 좌심실의 이완이 시작될 경우(early diastole)의 위상평균 속도벡터결과이다.

각각의 속도장은 압력그래프에서 C와 D의 위상에

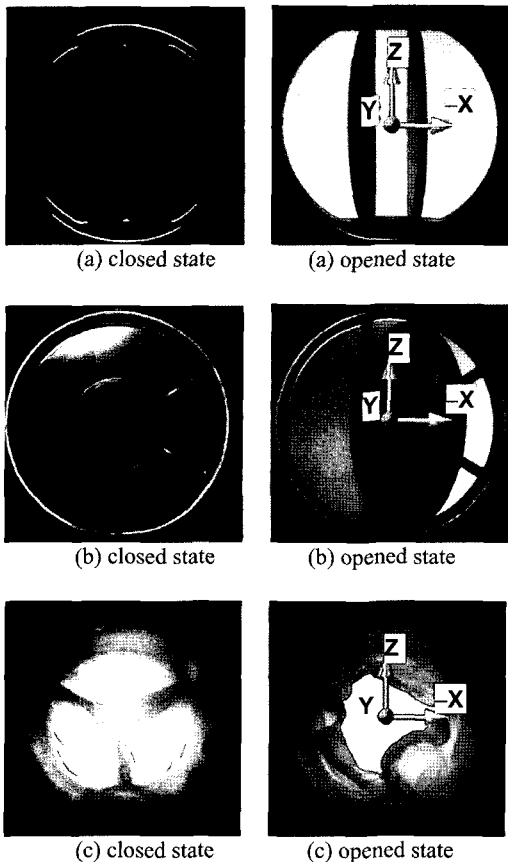


Fig. 3. Images taken of the (a) 21 mm SJM MHV, (b) the 21 mm BS MHV, and (c) the 21 mm SJ BHV.

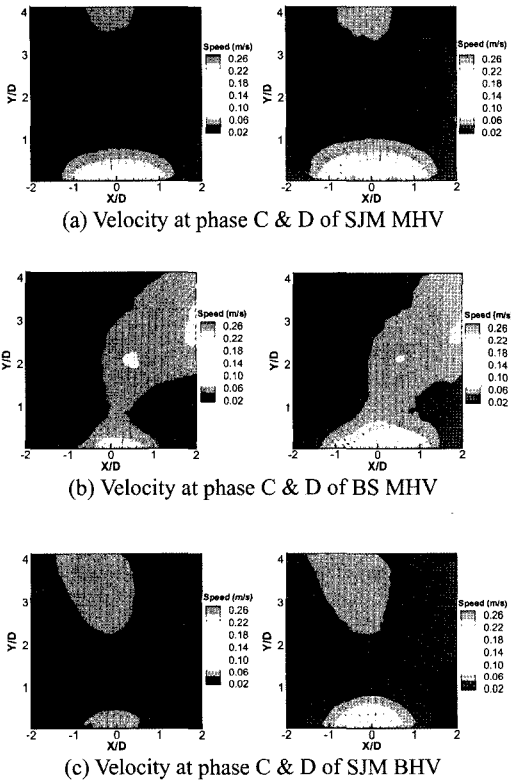


Fig. 4. Phase-averaged velocity of various heart valves at early diastole stage.

해당한다. Contour 그래프는 U와 V방향 속도정보로부터 구한 속력(speed)을 나타낸다.

위상 평균된 속도벡터 결과는 좌심실이 이완되는 순간에 3종류의 서로 다른 인공판막을 통과하는 맥동체트의 초기유동 발달과정을 잘 보여주고 있다.

SJM MHV의 경우, 판막이 열리면서 3개의 orifice가 형성된다. 두개의 leaflet과 바깥 링 사이에 형성되는 major orifice와 두 leaflet 사이에 형성되는 minor orifice이다. 이완이 시작되는 순간에는 방사상으로 유체가 빠져나가며 판막주위에서 일정한 속력을 가지고 이는 major orifice와 minor orifice를 통과하는 유체의 속력 차이가 없음을 의미한다. 이 후, leaflet의 열림이 커지면서 major orifice로 나가는 유량이 minor orifice를 통과하는 유량보다 더 많아진다. 이는 그래프에서 두개의 source 유동형태로부터 알 수 있다. BS MHV의 경우, 판막이 열렸을 때, leaflet이 심실의 안쪽으로 움직이며 생기는 노즐부를 major orifice, 반대쪽을 minor orifice라 정의한다. 위상속도 측정결

과는 초기 유동부터 major orifice를 통과하는 유량이 지배적이며 이 현상은 major orifice가 커질수록 더욱 크게 나타난다.

SJM BHV의 경우, 판막이 열리는 순간에는 SJM MHV와 유사한 유동형태를 갖는다. 즉, 판막주위로 일정한 속력을 갖고, 유동은 방사상으로 퍼지는 형태를 갖는다. 이후 판막의 열림이 더욱 진행되었을 때, SJM MHV와 달리 방사상의 속도벡터 분포를 계속 유지하며 초기 제트가 발달하게 된다.

이러한 초기 이완시 판막에 따른 제트발달과정의 차이와 함께, Fig. 4에서 볼 수 있는 현상은 판막 하류쪽의 유동특성이다. 판막의 하류유동은 앞선 주기의 이완시 발달한 맥동체트의 영향이 지배적인 구간이다. Fig. 4로부터 SJM BHV, BS MHV, 그리고 SJM MHV의 순서로 높은 운동에너지를 갖고 있는 유체가 좌심실에 남아 있음을 나타내고 있다. 이는 한 주기당 동일한 유량(stroke volume)이 채워지는 좌심실 모사 챔버에서 위에서 언급한 역순으로 filling 과정이 이루어 짐을 의미한다. 즉, SJM MHV가 가장 짧은 시간에 대부분의 유량이 흐르고 SJM BHV가 동일 유량을 채우는데 가장 오랜 시간이 걸린다.

Fig. 5는 위상 D에서 Y/D=0.1위치에서의 x, y방향의 속도비교결과이다. 정량적인 속도벡터결과의 비교는 서로 다른 인공판막을 통과하는 맥동체트의 초기 유동구조의 이해에 도움이 된다. SJM MHV는 좌우로 대칭인 x,y방향 위상평균속도를 갖는다. 또한 그 속도의 크기도 3가지 판막중 가장 큰 값을 갖는다. 여기서 SJM MHV가 갖는 초기 맥동체트의 특징의 하나는 U방향 속도성분이 minor orifice 근처에서 안쪽으로 몰리는 경향을 가지고, 이는 minor orifice를 통과하는 유량을 방해하는 역할을 하고 V방향 속도결과에서 알 수 있듯이 두개의 극부최대값을 갖는 원주후류형태와 유사한 속도분포를 가지도록 만든다. 또한 U, V모두 극부최대값이 X/D가 음인 구간에서 양인 구간에 비해 크게 나타났다. 이는 bileaflet 구조의 판막들의 경우, 개폐시 어느 한쪽의 leaflet이 편중되어 열리는 현상이 있기 때문이다. 본 실험에 사용한 SJM MHV도 두 leaflet의 열림정도가 정확히 대칭되지 않음을 Fig. 3(a)에서 알 수 있다. 이러한 편중현상은 헨지나 상류(upstream flow)의 특성 등 다양한 원인으로 일어난다고 알려졌으나⁽¹⁷⁾ 아직까지 이러한 편중이 판막의 성능에 어떠한 영향을 주는 가에 대한

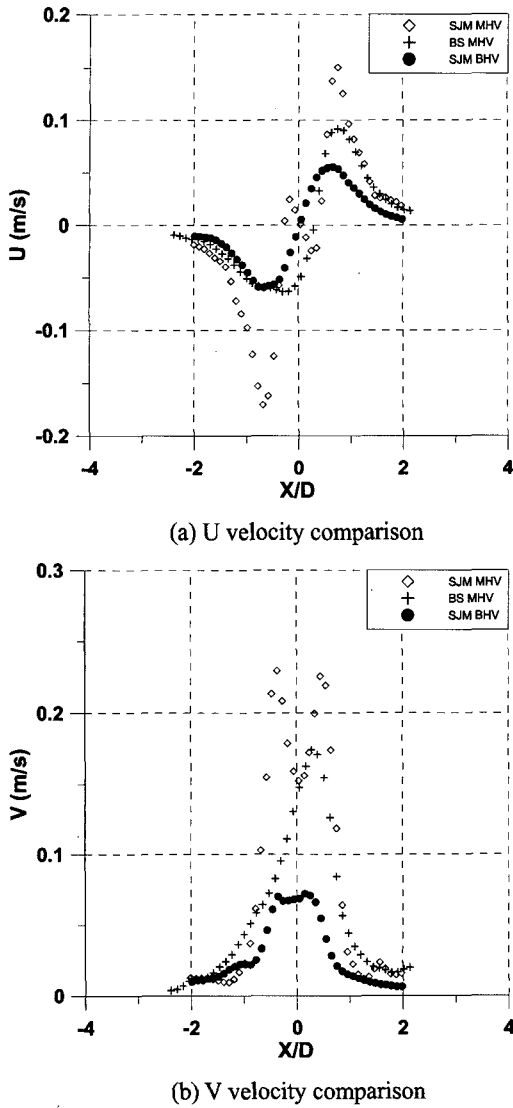


Fig. 5. Velocity comparison at $Y/D=0.1$ of Phase D.

연구는 이루어지지 않았다.

BS MHV는 판막의 구조상 좌우 비대칭의 유동 형태를 갖는다. Major orifice를 통과하는 유체는 SJM MHV의 major orifice를 통과하는 유체와 비교하여 V방향 속도의 국부최대값은 약 78%, U방향의 경우는 SJM MHV의 국부최대값의 약 67%를 갖는다. SJM BHV는 orifice의 기하학적 형태가 원형이 아니지만 U방향 속도의 경우, x축을 기준으로 대칭으로 나타난다. V방향 속도성분은 국부최대값을 갖는 구간이 평탄한 top hat 형태를 갖는다. 속도의 크기는 U,

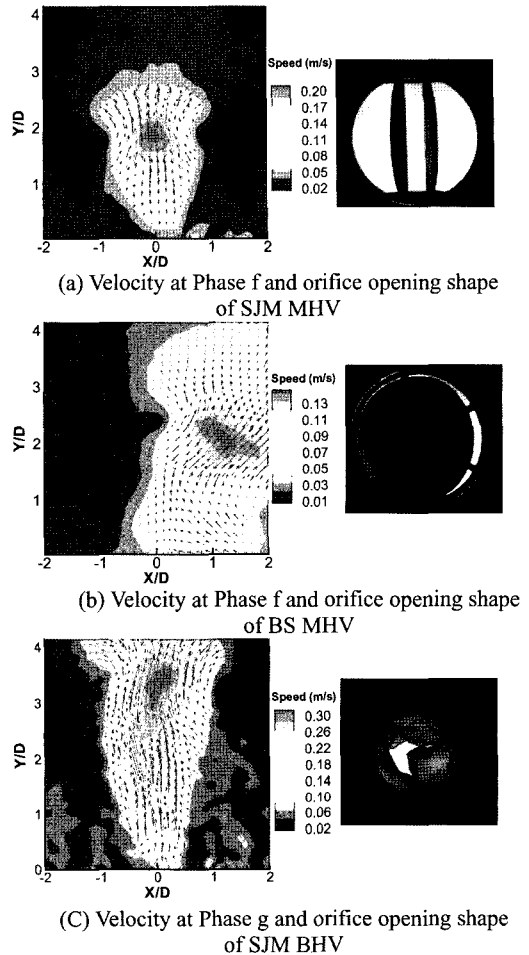


Fig. 6. Phase-averaged velocity of various heart valves at the end of diastole stage.

V 모두 3가지 판막중에 가장 작은 크기를 가졌다. SJM MHV와 비교하여 V방향 국부최대값의 34%, U방향의 경우는 약 31%를 갖는다.

Fig. 6은 좌심실의 이완이 막 끝났을 때(end of diastole)의 속도벡터 및 속도 contour 결과이다. Fig. 4가 좌심실의 이완이 시작될 때 서로 다른 인공판막에서의 맥동제트의 초기 발달과정을 보여준다면 Fig. 6은 이완의 마지막 단계, 판막이 닫히려 할 때의 좌심실 모사 chamber내부 유동을 보여준다. Fig. 6은 두 개의 MHV와 BHV간의 뚜렷한 유동구조의 차이를 보여준다. 기계식 인공판막의 경우, 맥동제트의 특징으로 최대속도를 갖는 유체가 좌심실에 국부적으로 위치되어 있다. 반면에 BHV의 경우에는 높은 속력을

갖는 유체가 상대적으로 길게 분포되어 있다. 이는 같은 스트로크에서 좌심실로 유체가 채워지는 과정이 MHV가 BHV와 비교하여 매우 짧은 시간에 발생함을 의미한다.

판막의 개폐가시화결과는, SJM MHV는 최종 측정 위상인 G에서도 완전히 판막이 닫히지 않고 있다. 반면 BS MHV는 G에서 SJM BHV는 H위상에서 완전히 닫혔다.

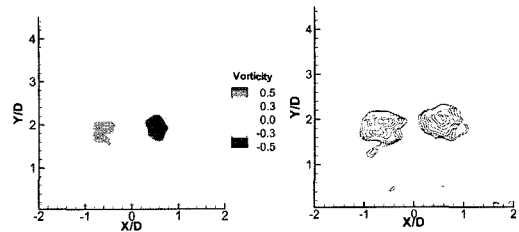
Fig. 6의 속도장 결과는 MHV이 BHV와 비교하여 coherent한 유동구조를 갖는 것을 보여준다. 본 연구에서 사용한 bileaflet 형식의 SJM MHV의 경우, 이완의 마지막 상태에서는 맥동제트의 와링(vortex ring) 구조를 보여준다. 두 leaflet의 개폐시 동작이 정확하게 대칭되지는 않지만 이러한 비대칭성에도 불구하고 위상평균으로 구한 속도장 결과는 양쪽으로 와동 쌍이 발달하는 모습을 보여주고 있다.

Fig. 7은 Fig. 6의 속도장 결과로부터 계산된 와도(vorticity)와 swirling strength계산으로부터 구한 와동의 핵(vortex core)을 나타낸 결과이다.

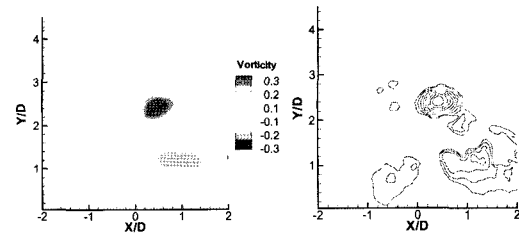
SJM MHV는 두개의 서로 반대 방향으로 회전하는 와동이 존재한다. 이는 일반적인 원형 맥동제트와 유사한 와링(vortex ring)이 발달하는 유동구조를 갖음을 의미한다. BS MHV의 경우는 그래프에서 보듯이 기울어진 한쌍의 와쌍이 존재하는 것으로 나타나지만 swirling strength계산에서는 판막의 minor orifice위치에도 와동이 존재함을 알 수 있다. SJM MHV와 다른 점은 대칭와동쌍이 시계방향으로 약 90° 가량 회전하였고 판막에 가까운 쪽에서 시계방향으로 회전하는 와동이 x방향으로 스트레칭되어 나타난다.

이 것은 major orifice를 통과하는 경사 제트유동이 판막이 설치된 벽에 의해 제한되어 발달하기 때문으로 해석된다.

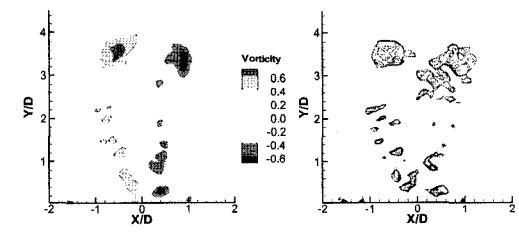
와도 및 swirling strength결과에서 MHV는 종류에 상관없이 모두 뚜렷한 한 쌍의 와동을 가졌다.그러나 BHV는 하류쪽에 상대적으로 크기가 큰 두 개의 와동이 존재하지만 이 와동과 판막사이에 작은 크기의 여러 개의 와동이 존재한다. 또한 이 와동은 주기적으로 나타나는 Karman 와열이 아니라 임의의 위치에 나타나고 좌우의 비대칭성도 매우 크다. 이 와동은 판막을 통과한 제트유동의 전단층에서 생성발달하는 것으로 비대칭성의 원인은 Fig. 6에서 볼 수 있듯이 판막의 모양에서 찾을 수 있다. 즉, 원형의 맥동 제트가



(a) Vorticity and swirling strength of SJM MHV



(b) Vorticity and swirling strength of BS MHV



(c) Vorticity and swirling strength of SJM MHV

Fig. 7. Vorticity contour and swirling strength results of various heart valves at the end of diastole stage.

아닌 삼엽(three leaflet)의 판막형상과 각 leaflet의 개폐형상 또한 다르기 때문이다. 또한 Fig. 6과 7의 속도 및 와도장결과는 MHV가 보여주는 아주 짧은 시간에 좌심실을 채우는 맥동제트가 아니라 상대적으로 filing flow의 주기가 길고 판막이 닫히기 전까지 계속해서 유체가 판막을 통과하는 것을 알 수 있다.

좌심실을 채우는 filing flow의 임상적 결과가 MRI와 초음파 기법등의 발달로 최근에 소개가 되고 있다. 아직까지 3차원의 복잡한 유동구조를 정확히 측정된 결과는 없지만 Fig. 8은 Ohtsuki와 Tanaka⁽¹⁸⁾가 초음파 도플러(ultrasound Doppler)기법을 이용하여 추출한 좌심실 내부 속도장 결과이다. 측정은 coronal plane상에서 이루어졌고 위쪽이 apex이다. 이완 초기에는 하나의 큰 와동이 왼쪽에 나타나고 이완의 끝 무렵에는 여러개의 와동이 나타나는 것을 알 수

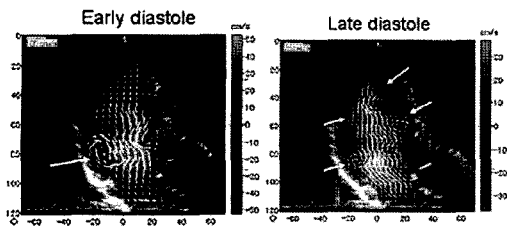


Fig. 8. Velocity vector results of normal left ventricle from clinical data. (from Ohtsuki and Tanaka⁽¹⁸⁾)

있다. 도플러 측정의 한계로 인한 공간해상도 및 시간해상도의 낮음과 3차원 유동의 2차원 단면 결과로부터 좌심실 내부 유동의 정확한 유동구조를 보여주지는 못하지만 대략적인 유동형태는 알 수 있다. 본 연구에 사용된 좌심실 모사장치와 실제 좌심실간의 차이를 고려하여 비교할 때 이완의 끝 무렵에 여러개의 와동이 발달하는 현상은 본 연구에서 SJM BHV가 보여주는 유동과 유사한 형태이다.

4. 결 론

대표적으로 사용되는 mitral valve 인공 판막을 대상으로 좌심실 모사 chamber에서 filling flow 연구를 수행하였다. 연구 결과, 좌심실 filling flow는 사용된 인공판막에 따라 뚜렷한 차이를 갖는 것을 알 수 있었다. SJM MHV의 경우, 이완 초기에는 두 개의 소스(source)형태의 유동을 가지다 나중에는 원형 맥동 제트형태로 발전함을 알 수 있었다. BS MHV의 경우, 경사제트형태로 발전하며, SJM MHV와 같이 뚜렷한 하나의 와동 쌍을 형성한다. SJM BHV는, 이완 초기에는 top hat방식의 제트로 시작하다가 이완의 마지막에는 제트의 전단층에 여러개의 비대칭 와동쌍을 갖는다. MHV와 BHV의 뚜렷한 차이점의 하나는 일반적으로 MHV들이 상대적으로 짧은 시간에 대부분의 filling process가 이루어진다. BHV의 경우에는 이런 filling 과정이 MHV에 비해 긴 시간을 갖는다. 임상 결과와의 비교로부터 BHV가 실제 판막유동에 정성적으로 더 가까운 유동형태를 가짐을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 2005년 교육인적자원부의 재원으로 한

국학술진흥재단(KRF-2005-005-J09901) 과 과기부(과학재단)에서 지원한 시스템바이오다이나믹스연구센터의 연구지원으로 수행되었고 이에 감사드립니다.

참고문헌

- 1) Walker, P. G. and Yoganathan, A. P., 1992, "In Vitro Pulsatile Flow Hemodynamics of Five Mechanical Aortic Heart Valve Prostheses," *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, Vol.6, pp.113-123.
- 2) Rosenfeld, M., Avrahami, I. and Einav, S., 2002, "Unsteady Effect on the Flow Across Tilting Disk Valves," *J. Biomech. Eng.*, Vol.124, pp.21-29.
- 3) Simon, H. A., Leo, H., Carberry, J. and Yoganathan, A. P., 2004, "Comparison of the Hinge Flow Fields of Two Bileaflet Mechanical Heart Valves under Aortic and Mitral Conditions," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.32, pp.1607-1617.
- 4) Liu, J. S., Lu, P. C. and Chu, S. H., 2000, "Turbulence Characteristics Downstream of Bileaflet Aortic Valve Prostheses," *J. Biomech. Eng.*, Vol.122, pp.118-124.
- 5) Bruss, K., Reul, H., Van Gilse, J. and Knott, E., 1983, "Pressure Drop and Velocity Fields at Four Mechanical Heart Valve Prostheses: Bjork-Shiley Standard, Bjork-Shiley Concave-Convex, Hall-Kaster and St. Jude Medical," *Life Support Syst.*, Vol.1, pp. 3-15.
- 6) Woo, Y. and Yoganathan, A. P., 1985, "In Vitro Pulsatile Flow Velocity and Turbulent Shear Stress Measurements in the Vicinity of Mechanical Aortic Heart Valve Prostheses," *Life Support Syst.*, Vol.3, pp.283-312.
- 7) Yoganathan, A. P., Wick, T. M. and Reul, H., 1992, "The Influence of Flow Characteristics of Prosthetic Valves on Thrombus Formation," *Thrombosis, Embolism and Bleeding*, London, ICR, pp.123-148.
- 8) Edmunds, H. I., 2001, "Evolution of Prosthetic Heart Valves," *Am. Heart J.*, Vol.141, pp.849-855.
- 9) Thubrikar, M. J., Deck, J. D., Aouad, J. and Nolan, S. P., 1983, "Role of Mechanical stress in calcification of aortic bioprosthetic valves," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, Vol.86, pp.115-125.
- 10) Hammermeister, K., Sethi, G. K., Henderspn, W. G., Grover, F. L., Oprian, C. and Rahimtoola, S. H., 2000, "Outcome 15 Years After Valve Replacement With

- a Mechanical Valve Versus a Bioprosthetic Valve: Final Report of the Veterans Affairs Randomized Trial," *J. Am. Coll. Cardiol.*, Vol.36, pp.1152-1158.
- 11) Baccani, B., Domenichini, F. and Pedrizzetti, G., 2002, "Vortex Dynamics in a Model Left Ventricle During Filling," *Eur. J. Mech. B. Fluids*, Vol.21, pp.527-543.
- 12) Cooke, J., Hertzberg, J., Boardman, M. and Shandas, R., 2004, "Characterizing Vortex Ring Behavior during Ventricular Filling with Doppler Echocardiography: an In Vitro Study," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.32, pp. 245-256.
- 13) Cheng, P. P., Parker, D. and Taylor, C. A., 2002, "Quantification of Wall Shear Stress in Large Blood Vessels using Lagrange Interpolation Functions with Cine Phase-Contrast Magnetic Resonance Imaging," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.30, pp.1020-1032.
- 14) Kim, H.B., Shandas, R. and Hertzberg, J., 2003, "Development and Validation of Echo PIV," *Exp. In Fluids*, Vol.36, pp.455-462.
- 15) Kim, H.B., Lanning, C., Hertzberg, J. and Shandas, R., 2004, "Non-invasive Measurement of steady and pulsating velocity profiles and wall shear stress in arteries using echo PIV: in vitro validation studies," *Ann. Biomed. Eng.*, Vol.32, pp.1067-1076.
- 16) Chong, M. S., Perry, A. E. and Cantwell, B. J., 1990, "A General Classification of Three-dimensional Flow Fields," *Phys. Fluids*, A 2, pp.765~777.
- 17) Pierrakos, O., Vlachos, P. P. and Telionis, D. P., 2004, "Time-Resolved DPIV Analysis of Vortex Dynamics in a Left Ventricular Model through Bileaflet Mechanical and Porcine Heart Valve Prostheses," *J. Biomech. Eng.*, Vol.126, pp.714-726.
- 18) Ohtsuki, S. and Tanaka, M., 2006, "The Flow Velocity Distribution from the Doppler Information on a Plane in Three-Dimensional Flow," *J. Vis.*, Vol.9, pp.69-82.