

인공심장내의 혈류유동의 컴퓨터 시뮬레이션

김상현* · K. B. Chandran** · C. J. Chen***

= Abstract =

Numerical Simulation of Flow in a Total Artificial Heart

S. H. Kim*, K. B. Chandran**, and C. J. Chen***

In this paper, a numerical simulation of steady laminar and turbulent flow in a two dimensional model for the total artificial heart is presented. A trileaflet polyurethane valve was simulated at the outflow orifice while the inflow orifice had a trileaflet or a flap valve. The finite analytic numerical method was employed to obtain solutions to the governing equations in the Cartesian coordinates. The closure for turbulence model was achieved by employing the k- ϵ -E model. The SIMPLER algorithm was used to solve the problem in primitive variables. The numerical solutions of the simulated model show that regions of relative stasis and trapped vortices were smaller within the ventricular chamber with the flap valve at the inflow orifice than that with the trileaflet valve. The predicted Reynolds stresses distal to the inflow valve within the ventricular chamber were also found to be smaller with the flap valve than with the trileaflet valve. These results also suggest a correlation between high turbulent stresses and the presence of thrombus in the vicinity of the valves in the total artificial hearts. The computed velocity vectors and turbulent stresses were comparable with previously reported in vitro measurements in artificial heart chambers. Analysis of the numerical solutions suggests that geometries similar to the flap valve(or a tilting disc valve) results in a better flow dynamics within the total artificial heart chamber compared to a trileaflet valve.

1. 서 론

인공심장이 임상적으로 이용될 때 가장 위급한 문제중의 하나는 혈전색전증이다. 인공심장을 이식 받은 모든 수술자는 혈전침전으로 인한 생리계통

이나 신경계통의 이상을 보여왔다. 혈전색전증은 인공심장내에서 변칙적인 유체역학응력과 관계가 있다. 증가된 난류응력이 혈전색전증을 일으키는 현상이 실험적으로 증명됐고(Stein and Sabbah, 1974), 혈소판이나 적혈구의 손상도 발견됐다(Sutera and Mehrjardi, 1975 ; Hung 등, 1976 ; Sutera, 1977 ; Sallam and Huang, 1984). 혈소판 유착이나 혈전과의 화학반응은 전단속도의 증가와 관계가 있다(Turitto and Baumgartner, 1975 ; Voisin 등, 1976). 가장 최근에는 Hung 등(1991)이 완전인공 심장이나 심장보조장치에 의존하는 환자가 상대혈

(접수 : 1992년 4월 28일)

* 연세대학교 의과대학 의용공학과

** Dept. of Biomedical Eng., Univ. of Iowa

*** Dept. of Mechanical Eng., Univ. of Iowa

* Dept. of Medical Eng., Yonsei University

액점성계수, 적혈구 경직, 섬유소원의 농도, 혈소판 응집등의 급격한 증가를 보였다. Jarvis 등(1991)은 Penn State 인공심장의 혈류역학연구를 통해 체적난류응력이 혈액손상에 중요한 역할을 한다는 것을 증명하였다. 혈전침전은 주로 인공심장의 입구관주위와 출구관주위에서 많이 발견되었다(Levinson 등, 1986). 심실내에서의 혈액의 혈구가 직간접적으로 손상되는 문제를 이해하기 위해서 인공심장내에서 난류전단응력을 측정한 여러보고가 있다. Phillips 등(1979)은 인공심장내에서 tilting discvalve를 통과할때 30-570Pa의 난류응력을 laser Doppler 기술을 이용해서 측정했고 Tarbell 등(1986)은 pulsed ultrasonic Doppler 기술을 이용해서 인공심장내에서 최고 2.5Pa 벽전단응력과 21Pa의 Reynolds 응력을 측정했다. 그러나 인공심장내에서, 특히 입구판막과 출구판막의 벽면유속 측정은 실제적으로 상당히 어렵기 때문에 실험데이터가 한정되어 있다.

Computer simulation을 이용한 유체역학 해석은 인공심장내에서 혈류역학을 연구하는데 있어서 많이 사용되고 있는 방법중의 하나이다. Peskin 등(1989)은 자연심장내에서의 혈류유동을 수치해석을 통해 광범위하게 분석하였다. Navier-Stokes 방정식을 2차원으로 좌심실과 승모판을 구성하여 유한요소법에 의해 분석하였다. 그들은 심방과 심실의 압력과 속도분포를 보고하였는데 자연승모판의 실험데이터와 대부분 일치한다. Rogers 등(1989)은 Navier-Stokes 방정식을 이용해서 Penn State 인공심장을 모델로 하여 정상상태와 시간중속충류에 대한 해석을 하였다. 이 해석은 3차원 모형과 운동벽면을 포함하고 계산은 단위길이와 단위속도를 기준으로한 Reynolds 수 100에서 구해졌다.

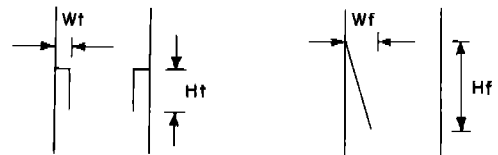
혈류가 심실에서 기계판막이나 폴리우레탄판막을 통과할 때에도 난류응력을 일으킨다는 것이 증명되었다(Yoganathan 등, 1986 ; Chandran 등, 1989a). 본 연구는 인공심장내에서의 난류응력과 속도분포를 numerical simulation 하기위해서 우선 3차원적인 인공심장모양을 그대로 이용할 경우 현재의 computer speed나 program algorithm 상으로는 수치해를 구하기가 너무 어렵기 때문에 시도적으로 2차원으로 인공심장모양을 간단히 구조화시켜서 Cartesian 좌표내에서 해석한다. 혈류는 혈액이 가장 영향을 받는 시기로 예상되는 최고이완기일때

II 1 모델과 각 판막의 치수

Table 1 The dimensions of the model and each valve

Chamber	Height=45 Width=74
Inflow channel	Diameter=19 Length=13
Outflow channel	Diameter=19 Length=32
Trileaflet valve	Standard : $W_t=2.6, H_t=8$ Type I : $W_t=3.3, H_t=8$ Type II : $W_t=2.6, H_t=10$
Flap valve	$W_f=6.5$ $H_f=17.5$

All dimensions are in mm.



의 속도를 기준으로하여 정상유동을 가정하였고 일첨판(flap valve)과 삼첨판도 2차원적으로 구성하여 입구관과 출구관에 형성하여서 그 결과를 실제와 비교할 것이다. 계산결과는 인공심장내에서의 속도분포와 기계적 응력으로 나타내고 실제 혈전 현상이 일어나는 부분과 그곳에서의 기계적 응력의 상관관계를 고찰할것이다.

2. 인공심장 모델

인공심장내에서의 난류를 수치해석적으로 고찰하기 위해서 2차원적으로 간단히 구성한 인공심장 구조가 그림 1에 그려져 있다. 혈류유속이 최고로 되는 최고이완기상태에서 혈류분석을 하기위해서 판막을 완전히 개방하였다. 폴리우레탄삼첨판이 양 모델출구관에 설치됐고 모델 1에는 폴리우레탄일첨판(flap valve)이 모델 2에는 폴리우레탄삼첨판이 입구관에 설치됐다. 삼첨판과 일첨판의 모양도 2차원 Cartesian 좌표위에 구성되었다. 현재 인공심장은 심장이식수술을 기다리는 환자를 위해서 너주정도 보조해주는 다리역할을 하는데 입구관과 출구관에 기계판막을 설치하면 상당한 비용이 들

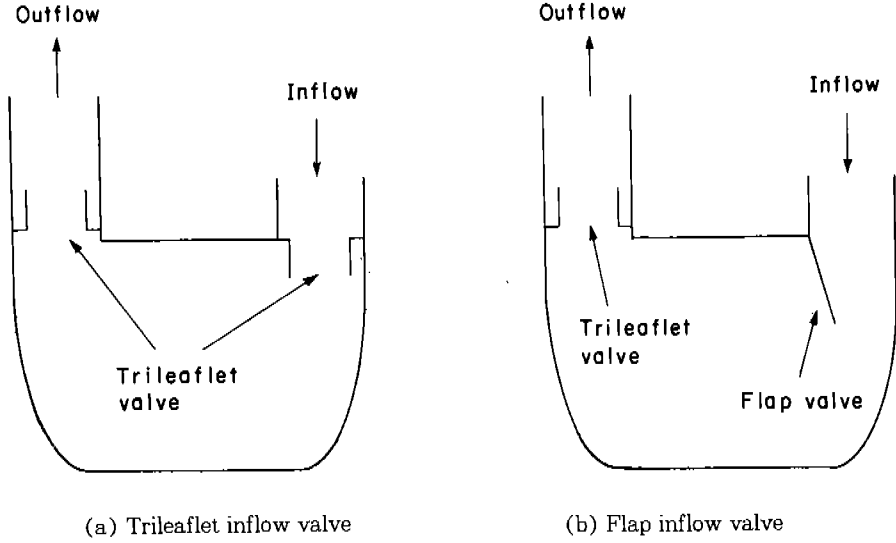


그림 1 인공심장모델의 구조
Fig. 1 Geometry of the total artificial heart models

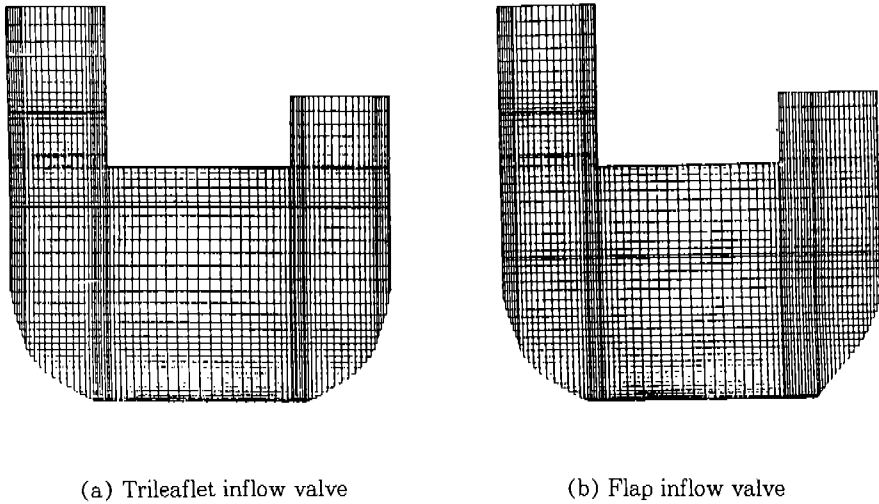


그림 2 인공심장모델의 grid 분포
Fig. 2 Grid distribution of the total artificial heart models

기 때문에 값싸고 대량생산이 가능한 폴리우레탄 판막을 연구개발중이다. Chandran 등(1989, 1991)은 체외에서 폴리우레탄판막을 설치한 인공심장내에서의 압력손실과 난류용력을 측정된 자료가 있는데 본 연구에서는 실험데이터와의 비교를 위해 Chandran 등이 실험에 이용한 판막과 똑같은 모

양과 크기의 판막을 이용하기로 한다.

모델 1의 폴리우레탄판막에서는 판막유동면적과 판막높이가 혈류에 미치는 영향을 고찰하기 위해서 3가지 크기의 판막이 고려되었다. 연장된 판막높이와 판막과 통로사이의 간극은 전형적인 크기에서 25%씩 증가시킨 값이다. 이와같은 연구는 여

러종류의 판막의 크기나 모양이 어떻게 작용하는가를 관찰하기 위한 것이다.

계산에 이용된 grid distribution은 그림2에 있다. 양쪽모델의 출구에는 같은 수의 grid nodes를 사용했고 심실과 입구관에는 각 판막의 종류에 따라 그 수가 달라진다(표 2). 벽면과 판막주위에는 더 많은 grids를 만들었고 같은 구조에서는 층류계산과 난류계산 모두 거의 비슷한 grid distribution을 필요로 하기 때문에 편의상 똑같은 grid distribution을 설정했다. 최고이완기에서의 심실내의 혈류 분석이 목적이므로 정상상태 유동을 계산하기 위해서 판막은 입구관과 출구관에서 모두 완전히 열린 상태에서 계산이 이루어졌다.

표 2 각 모델의 grid 갯수

Table 2 Number of grid nodes of each model

	Inflow channel	Outflow channel	Chamber
Model I	27×9	27×23	77×23
Model II	27×9	27×23	77×35
Model III	31×9	27×23	81×37

3. 수치해석 방법

여기에서 고려한 문제는 인공심장을 통과하는 2차원의 균일하고 비압축성의 정상상태 Newtonian 유체이다. 엄밀하게는 혈액이 Newtonian 유체라고 할 수 없지만 이가정을 수치해석에 적용하여 심실내에서의 flow pattern이나 판막의 난류계산에서 실험값과 비슷한 결과를 얻은 다수의 연구보고가 있다(Rogers 등, 1989 ; Stevenson 등, 1985). 지배방정식은 난류계산을 위한 $k-\epsilon-E$ 난류모델을 포함하는 Navier-Stokes 방정식이다(Chen and Chang, 1987 ; Chen, 1988). 이 방정식들은 Kim(1991)에 자세히 묘사되어 있다. 층류와 난류 지배방정식은 평균유입속도, V_0 , 입구관지름, D , 밀도, ρ 를 이용하여 무차원화를 하였다. 층류와 난류계산 모두 유입구에 균속도분포를 이용하였다. 유입구에서 난류파라미터, k, ϵ 를 지정하기에는 현재로는 실험 데이터가 한정되어 있어서 곤란하다. 본 연구에서는 난류파라미터 k, ϵ 를 각각 0.001과 0.0001로 가정하여 지정하였다. 그러나 유입구 난류파라미터의 영향을 알기 위하여 난류파라미터값을 변화하여 계

산을 해보았는데 심실내의 속도분포와 난류응력이 난류파라미터값의 영향을 별로 받지 않는다는 것을 알 수 있었다. 왜냐하면 혈류가 입구관에서 판막을 지남에 따라서 큰 속도구배가 생기는데 심실내의 난류는 입구관의 난류파라미터 보다는 이 속도구배에 의하여 난류가 생긴다. 경계조건으로 층류계산에서는 벽경계면에서 유속이 없는 것으로 가정하였다. 난류계산에서는 벽 경계면에서 속도와 난류 파라미터의 변화가 심하기 때문에 벽 경계에 상당히 많은 grids를 필요로 하고 결국 많은 컴퓨터 계산시간을 요구한다. 이를 개선하기 위하여 wall function method가 이용되었다. 출구에서의 종속변수는 보통 계산이 완료되기 전에는 알 수가 없고 계산의 한 과정이 되어야 한다. 여기서는 출구관을 충분히 길게하여 혈류가 출구에서 완전히 발달되도록 한다. 출구에서의 난류파라미터 k, ϵ 의 경계조건은 혈류가 흐르는 방향으로 난류파라미터의 변화가 없다고 가정한다.

유한분석법(finite analytic method)은 Chen과 Chen(1984)에 의해 Cartesian 좌표에서의 2차원 대류전달방정식을 위한 지배방정식의 수치해석을 하기위해서 만들어졌다. 유한분석식은 물리적인 현상을 지배하는 편미분방정식의 지역적 분석해로부터 각 요소의 대수식을 구하는 것이다. 우선 유한분석식은 중심 node의 값을 구하기 위하여 주위의 경계 node의 함수로서 대수식을 표현한다. 그리하여 유한분석식은 유동의 모든 요소에 대해 대수식의 체계가 얻어진다. 압력에 대해 해를 구하려면 연속식의 속도변수를 압력변수로 교환한다. 주어진 경계조건과 초기조건과 함께 이런 대수식의 해는 문제의 수치적 해를 제공한다. 유한분석법 역시 Kim(1991)에 자세히 묘사되어 있다.

Grid coordinate system으로는 staggered numerical grid가 사용되었다. 여기에는 압력, 난류파라미터, 난류운동에너지(k)와 그것의 손실속도(ϵ)가 계산상 node 바로 위에서 계산되는 반면에 속도, U 는 동쪽 node의 반, V 는 북쪽 node의 반 위치에서 계산된다. 압력장과 여기에 부합하면서 연속방정식을 만족시키는 속도장을 결정하려면 특별한 알고리즘을 필요로 하는데 왜냐하면 아주 정확한 압력장은 문제가 실제로 풀리기 전까지는 대개 알 수 없기 때문이다. 여기에서는 Patankar's SIMPLER method(1980)가 수치해를 구하기 위해서 사용되

었다. 처음에는 본 연구에서 개발한 컴퓨터 프로그램을 시험하기 위해서 wall-driven cavity flow의 해를 구하였다. 여기서 얻은 해를 같은 모형의 실험 데이터와 비교하여 만족한 결과를 얻어서 확신을 얻은 후에 인공심장내의 혈류계산을 하였다.

총류계산에서는 입구관의 지름과 평균유입속도를 기준으로 Reynolds 수가 600에서 해를 구하였다. 총류계산에서는 이 Reynolds 수가 컴퓨터계산에 있어서 수렴이 가능한 최고치였다. 난류계산에서는 Reynolds 수가 6000에서 해를 구하였다. 이 Reynolds 수에서는 입구에서의 혈류속도가 15 l/min인데 이 속도는 인공심장내에서 박동성 혈류가 이완기일때의 전형적인 혈류속도와 일치한다. 결국 입구에서 평균유입속도가 88 cm/sec가 된다. 가정된 유체특성은 혈액과 유사하게 점성계수가 3.0 Cp 이고 밀도가 1.07이다.

4. 컴퓨터 simulation 결과

표준 폴리우레탄삼첨판을 통과하는 심실내에서의 총류와 난류의 속도 vector가 그림 3a와 3b에 그려져 있다. 보는 바와 같이 입구판막을 지나서 제트류가 생기고 심실 중앙에는 소용돌이가 생긴다. 난류에서는 중앙의 소용돌이가 총류보다 크다. 상대정체 지역은 Chandran 등(1989)이 체외실험

에서 관찰한 바와 같이 총류와 난류 모두 판막 뒷부근에서 발견되었다. 혈전침전은 인공심장내에서 혈류정체와 저속의 역류지역에서 더욱 심화된다. 두개의 소용돌이가 왼쪽아래구석과 오른쪽아래구석에 각각 잡혀있다. 이 소용돌이들은 총류보다 난류에서 그 크기가 작는데 그 이유는 난류유동에는 tubulent eddy motion에 의해서 강력한 혼합이 일어나기 때문이다. 입구판막에서의 압력강하는 Reynolds 수가 6000일때 약 1.3KPa이다. 압력강하는 유입구와 입구판막끝에서 10mm 위치와의 압력차이를 쟀것이다. 심실중앙과 출구판막끝에서 20mm 위치 사이에서 쟀 압력강하는 약 0.27KPa이다. 그림 4는 혈류가 표준판막을 통과할 때의 속도분포를 여러위치에서 계산한 결과인데 그 값들은 평균 유입속도에 의하여 무차원화 되었다. 입구판막을 지나서 제트류가 생기는 것을 볼 수 있는데 최고 값은 1.67이다. 출구판막에서는 결국 혈류가 완전 성장유동이 된다. 심실중앙에서의 속도분포를 보면 그림 3에서 본 큰 소용돌이를 예상할 수 있다. 심실 여러곳에서의 uv값은 Vo^2 으로 무차원화 되어서 그림 4b에 그려져 있다. 높은 크기의 응력이 주로 판막주위와 왼쪽벽에서 생성된다. 난류응력의 최고 값은 470 Pa인데 그 위치는 입구판막끝을 통과한 제트류와 주위혈류와의 경계에서이다. 심실 중앙에서는 상대적으로 작은 움직임과 소용돌이 때문에

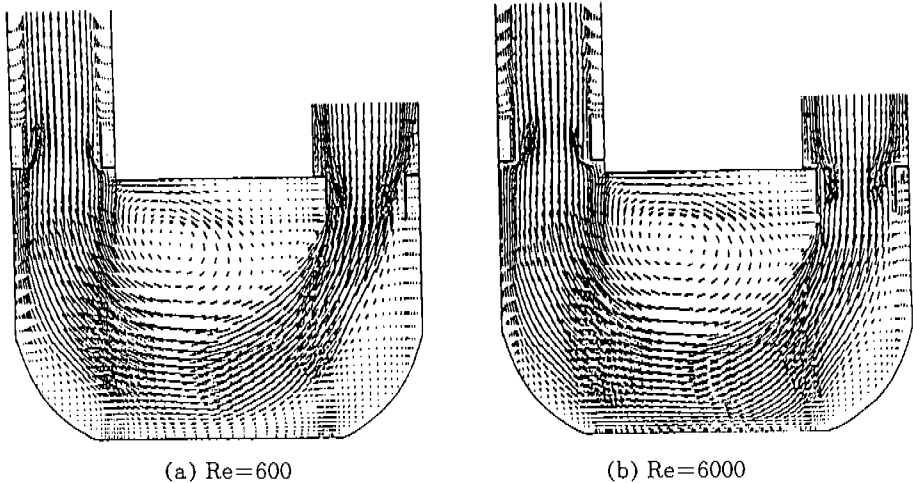


그림 3 삼첨판 입구판막에서의 혈류유동
Fig. 3 Flow patterns with trileaflet inflow valve

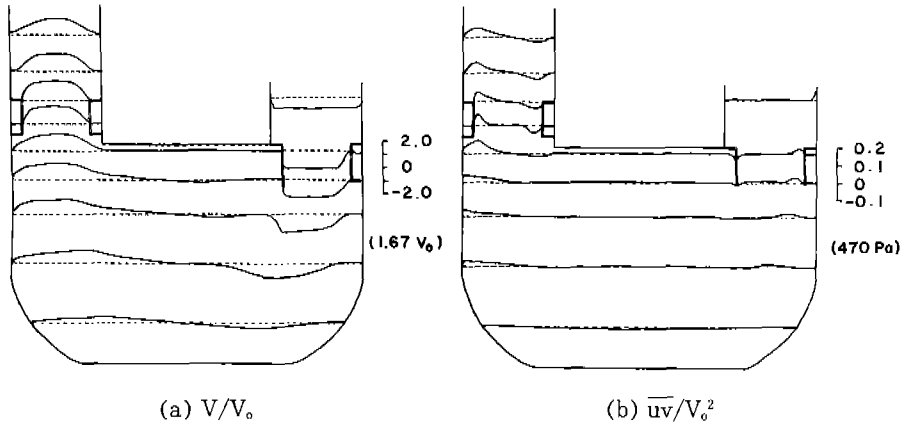


그림 4 삼첨판 입구판막에서의 \overline{uv}/V_0^2 의 속도모양
 Fig. 4 Velocity profiles of V/V_0 and \overline{uv}/V_0^2 with trileaflet inflow valve

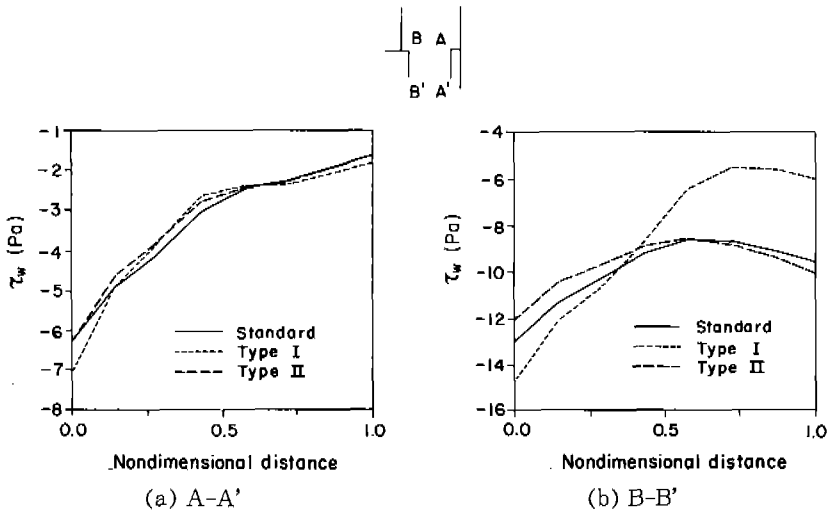


그림 5 판막에서의 벽전단응력 (τ_w) 분포
 Fig. 5 Wall shear stress distribution (τ_w) along the leaflet

전단응력이 거의 일정하다. 판막안쪽벽을 따라서 계산된 벽전단응력이 그림 5에 나타나 있다. 각각의 판막이 A-A', B-B', C-C', D-D'로 구별되고 계산결과는 판막의 지지부분(A, B, C, D)에서 끝부분

(A', B', C', D')으로 표현된다. 일반적으로 판막끝으로 다가감에 따라 벽전단응력의 크기가 입구관에서는 감소하고 출구관에서는 증가한다. 표준판막에 있어서 벽전단응력의 최고값은 입구관의 판막

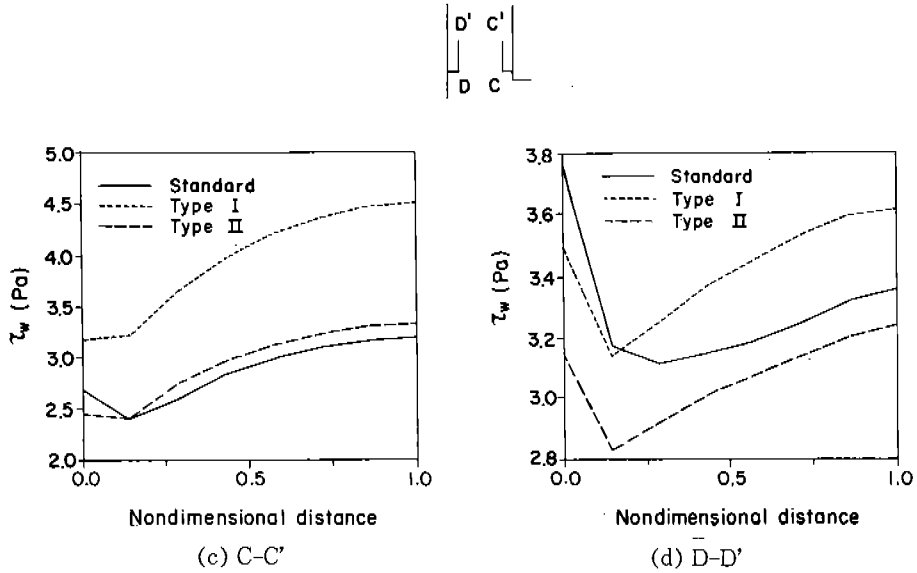


그림 5 판막에서의 벽전단응력 (τ_w) 분포
 Fig. 5 Wall shear stress distribution (τ_w) along the leaflet

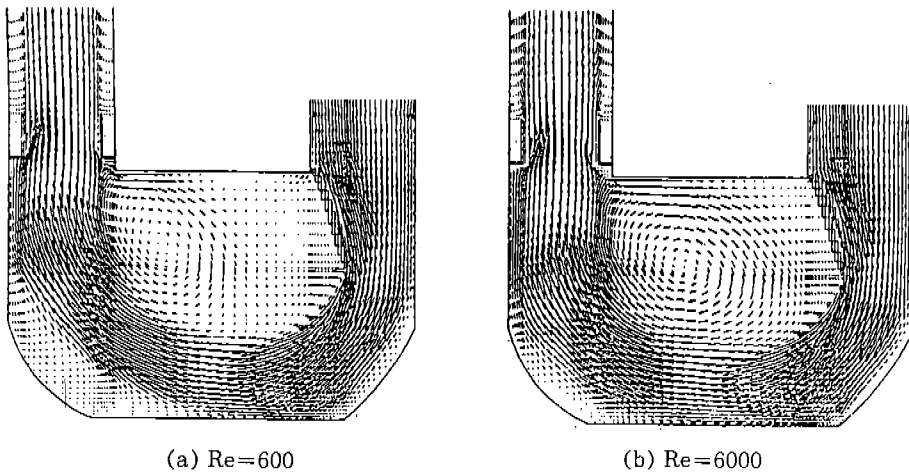


그림 6 일첨판 입구판막에서의 혈류유동
 Fig. 6 Flow patterns with flap inflow valve

B-B'에서 일어나는데 9에서 13 Pa의 값을 갖고 반면에 최저 값은 출구관의 판막 D-D'에서 일어나는데 2.8에서 3.2 Pa의 값을 갖는다. 출구판막보다는 입구판막에서 더 높은 벽전단응력을 갖는다.

입구관에서 일첨판을 지나는 난류와 층류의 속도 vector가 그림 6에 그려져 있다. 입구판막을 지

나서 제트류가 생기고 심실 중앙에는 소용돌이가 생긴다. 일첨판에서는 심실에서의 소용돌이가 심실의 대부분을 차지하는 반면 아래 양쪽 구석에서 잡힌 소용돌이는 삼첨판보다(그림 3) 그 크기가 작다. 여기에서 계산된 속도 vector는 Chandran 등(1991)이 flow visualization technique에 의하여

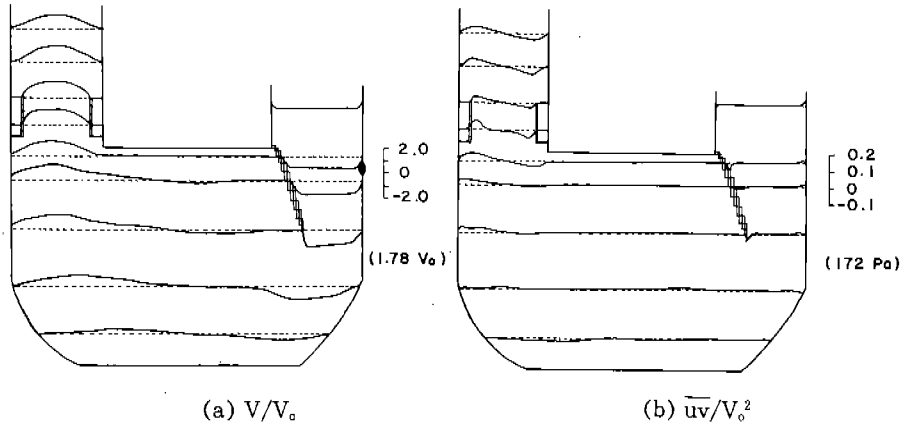


그림 7 일첨판 입구판막에서의 \overline{uv}/V_0^2 의 속도모양
 Fig. 7 Velocity profiles of V/V_0 and \overline{uv}/V_0^2 with trileaflet inflow valve

촬영한 최고이완기때의 속도그림과 질적으로 근사하다. 일첨판을 지날 때의 압력강하는 Reynolds 수가 6000일때 약 1.6 KPa이고 이 값은 같은 조건에서 삼첨판을 지날 때보다 20% 정도 높다. 그림 7a는 심실 여러부분에서의 수직 속도분포를 평균 유입속도로 무차원하여 나타내었다. 일첨판을 지나서 강력한 제트류가 생기는 것을 볼 수 있고 이곳에서의 최대 속도는 1.78이다. 평균유입속도로 무차원화한 심실 여러곳에서의 uv 의 분포가 그림 7b에 나타나 있다. 입구관에 삼첨판이 설치되었을 때와 같이 벽면에서 전단응력이 가장 높고 중앙에서 거의 일정하다. 심실에서 입구부분에서의 최고난류응력은 172Pa이고 이값은 삼첨판경우보다 63% 정도 낮다.

5. 다른 연구결과와의 비교

본 연구결과를 동일한 조건에서 수행한 다른 실험결과나 수치해와 비교할 수 있다. 본 연구에서 계산한 입구삼첨판의 압력강하는 약 0.27 KPa인데 Chandran 등(1991)은 인공심장내의 압력강하는 본 연구에서 취한 같은 위치에서 1.9KPa의 압력강하를 측정했다. 여기서 계산을 위하여 구조화한 판막은 Chandran 등이 실험에 이용한 삼첨판보다 판막 유동면적이 다소 넓다. 넓은 유동면적은 유입혈류

에 대해 적은 저항을 일으키고 적은 압력강하를 가져온다. 또한 본 모델은 2차원의 정상상태 혈류이지만 실험데이터는 비정상 상태에서 이루어졌다. Stevenson과 Yoganathan(1985)은 대동맥 삼첨판을 지나는 정상상태난류에 대해 수치적 해를 구하였는데 Reynolds 수가 6000에서 본 계산 결과와 근사한 0.4 KPa의 압력강하를 얻었다. 인공심장내에서 삼첨판의 압력강하 또한 Chandran 등(1991)에 의해 같은 위치에서 체외에서 측정되었다. 그들은 0.71KPa의 압력강하를 얻었다. 본 연구에서 얻은 1.6KPa의 압력강하와 차이를 보이는 이유는 본 판막모델은 Cartesian 좌표 위에서 zig-zag 형태를 이루고 있어서 유체저항을 증가시키고 결국 큰 압력강하를 만들기 때문이다. Phillips 등(1979)은 인공심장내에서 laser Doppler를 이용해서 속도분포와 난류응력을 측정했는데 30에서 500Pa의 난류전단응력을 계산했다. Tarbell 등(1986)은 ultrasonic Doppler를 이용해서 전기심장보조장치안에서 21pa의 최고난류전단응력을 측정했다. 본 연구에서는 심실에서의 최고난류전단응력이 삼첨판에서는 470 Pa이고 일첨판에서는 172 Pa이었고 계산된 응력이 실험측정치와 비슷한 범위에 든다는 것을 알 수 있었다. 출구삼첨판끝에서 20mm 지점에서 본 연구에서는 70Pa의 난류전단응력을 계산했는데 이값은 Chandran 등(1989)이 대동맥삼첨판

에서 같은 위치에서 측정된 실험값, 56Pa과 가깝다. Einav 등(1990)은 작은 체적을 재기위해 특수 장치를 부가한 two-color laser Doppler를 이용해서 삼첨판벽면을 따라서 벽전단응력을 측정하였다. 그들은 판막굴곡에서 최고 180Pa의 벽전단응력을 얻었는데 본 연구보다 큰 벽전단응력을 얻은 가장 큰 이유는 그들의 측정이 판막이 운동하는 상태에서 이루어졌기 때문이다. Stevenson과 Yoganathan (1985)은 Reynolds 수가 6000에서 5가지 크기의 대동맥판막에서 최고벽전단응력을 각각 계산하였다. 그들은 본 연구와 대응하는 크기의 판막에서 7 Pa의 최고벽전단응력을 계산하였고 본 연구에서는 13Pa의 최고벽전단응력을 계산하였다.

6. 결 론

본 연구에서는 인공심장안에서 정상상태 2차원 난류유동에 대해 고찰하였다. 이 연구결과에 근거하여 다음과 같은 결론에 이르렀다.

1. 입구관에서 일첨판(또는 tilting disc valve)은 삼첨판과 비교해서 서로 다른 혈류역학을 보이는데 상대정제와 소용돌이의 크기 감소를 가져온다. 자연심장안에서 승모판을 통과하는 혈류를 관찰해 보면 수축기일때 심장벽면과 판막사이에 소용돌이가 발생한다. 이 소용돌이는 판막의 닫힘과 연속되는 심실수축과 벽면의 움직임과 상호작용하여 이 부분에서 혈액세척이 일어난다. 인공심장내에서도 단단한 벽면과 판막사이에 소용돌이가 생긴다. 그러나 연속되는 수축기에서 심실아래에 있는 diaphragm이 혈류를 출구쪽으로 밀어냄에 따라 판막 뒤의 소용돌이가 고정되면서 자연스런 혈액세척이 이루어지지 않는다. 그러나 인공심장내에서 일첨판(또는 tilting disc valve)은 판막이 바깥 벽면으로 열림으로써 심실전체에 자연스런 혈액세척을 일으키고 결국 혈전침전을 감소시킨다.

2. 난류전단응력은 심실 내의 다른 부분과 비교해서 입구판막과 출구판막부근에서 더 큰 값을 갖는다. 인공심장을 이식했을 때에 혈전현상이 일어나는 부분과 그곳에서의 난류전단응력과 비교하여 그 상관관계를 찾을 수 있다.

3. 입구관에 삼첨판을 설치했을 때 보다 일첨판을 설치했을 때 같은 위치에서 난류유동의 크기가 크다.

인공심장내에서 난류유동을 computer simulation에 의해 고찰함에 있어서 여러가지 제한적인 가정을 많이 두었지만 계산결과는 기존의 실험데이터와 근사적으로 일치한다. 여기서는 심실의 모양을 간단히 한 다음 Cartesian 좌표를 이용하였는데 boundary fitted coordinate system을 이용해서 심실의 모양을 실제에 가깝게 구조화 하는것도 가능하다. 심실내의 혈류유동은 실체는 복잡한 3차원적이기 때문에 수치적 방법을 통한 해석은 3차원적인 혈류역학을 고려하여야 한다. 본 연구에서는 정상상태유동에 대해 분석을 하였기 때문에 모든 판막이 완전히 열려있다. 본 연구를 실제와 동일하게 비정상상태까지 확장한다면 판막의 운동과 diaphragm과 혈류와 벽면의 상관관계를 고려하여야 한다.

감 사

저자는 National Center for Supercomputing Applications(NCSA)에서 NCSA Academic Affiliates Program에 의해 CRAY supercomputer를 사용하도록 지원해준 데 대해 감사를 드립니다.

REFERENCES

- 1) Chandran, K.B., Fatemi, R., Schoephoerster, R., Wurzel, D., Hansen, G., Pantalos, G., Yu, L. S., and Kolff, W.J., In vitro comparison of velocity profiles and turbulent shear distal to polyurethane trileaflet and pericardial prosthetic valves, *Art. Org.* 13:148-154, 1989a.
- 2) Chandran, K.B., Schoepheorster, R.T, Wurzel, D, Hansen, G., Yu, L.S., Pantalos, G., and Kolff, W.J., Hemodynamic comparisons of polyurethane trileaflet and bioprosthetic heart valves, *ASAIO Trans.* 35:132-138, 1989b.
- 3) Chandran, K.B., Lee, C.S., Shipkowiz, T., Yu, L.S., and Wurzel, D., In vitro hemodynamic analysis of flexible artificial ventricles, *Art. Org.*, 1991(In press).
- 4) Chen, C.J., Finite analytic method, *Handbook of numerical heat transfer*, Chap. 17., John Wiley & Sons, Inc. pp. 723-746., 1988.
- 5) Chen, C.J. and Chang, S.M., Prediction of turbulent flows in rectangular cavity with $k-\epsilon-A$

- and $E-\epsilon-A$ models, Turbulence measurements and flow modelling, Chen, C.J, Chen, L.D., and Hooley, F.M. (Editors). Hemisphere Publishing Co. pp. 611–620., 1987.
- 6) Chen, C.J. and Chen, H.C., Finite analytic numerical method for unsteady two dimensional Navier-Stokes equations, *J. Comp. Physics*, 53: 209–226, 1984.
 - 7) Einav, S., Stolerio, D., Avidor, J.M., et al., Wall shear stress distribution along the cups of a trileaflet prosthetic valve, *J. Biomed. Eng.*, 12: 13–18, 1990.
 - 8) Hung, T.C., Butter, C.L., Yie, C.L., Sun, Z., Borovetz, H.S., Kormos, R.L., and Griffith, B. P., Interim use of Jarvik-7 and Novacor artificial heart : blood rheology and transient ischemic attacks(TIA'S), *Biorheology*, Vol 27, 1990.
 - 9) Hung, T.C., Hochmuth, R.M., Joist, J.H, and Sutera, S.P., Shear induced aggregation and lysis of platelets, *Trans. ASAIO*. 22:285–291, 1976.
 - 10) Jarvis, P., Tarbell, J.M., and Frangos, J.A., An in vitro evaluation of an artificial heart, *Trans. ASAIO*, 37:27–32, 1991.
 - 11) Kim, S.H, Finite analytic numerical solution of laminar and turbulent flow in a two dimensional artificial heart model, Ph.D. dissertation, University of Iowa, Iowa City, Iowa, 1991.
 - 12) Levinson, M.M., Smith, R.G., Cork, R.C, Gallo, J., Emery, R.W., Icenogle, T.B., Ott, r.A., Burns, G.L., and Copeland, J.G., Thromboembolic complications of the Jarvik-7 total artificial heart : case report, *Art. Org.*, 10:236–44, 1986.
 - 13) Patankar, S.V., Numerical heart transfer and fluid flow, McGraw-Hill, New York, 1980.
 - 14) Peskin, C.S. and McQueen, D.M., A three-dimensional computational method for blood flow in the heart : I. immersed elastic fibers in a viscous incompressible fluid, *J. Comp. Physics.*, 81:372–405, 1989.
 - 15) Phillips, W.M., Furkay, S.S, and Pierce, W.S., Laser Doppler anemometer studies in unsteady ventricular flows, *ASAIO Trans.*, 25:56–60, 1979.
 - 16) Rogers, S.E., Kwak, D., and Kris, C., Numerical solution of the incompressible Navier-Stokes equations for steady-state and time-dependent problems, 27th Aerospace Science Meeting, Reno, Nevada, 1989.
 - 17) Sallamm A.M. and Huang, H.C., Human RBC hemolysis in a turbulent shear flow : Contribution of Reynolds shear stresses, *Biorheology*, 21:783–797, 1984.
 - 18) Stein, P.D. and Sabbah, H.N., Measured turbulence and its effect on thrombus formation, *Cir. Res.*, 35:608–614, 1974.
 - 19) Stevenson, D.M. and Yoganathan, A.P., Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves, *J. Biomech.*, 18:899–907, 1985.
 - 20) Sutera, S.P., Flow-induced trauma to blood cells, *Cir. Res.*, 41:2–8.
 - 21) Sutera, S.P. and Mehrjardi, M.H., Determination fragmentation of human red blood cells in turbulent shear flow, *Biophysical J.*, 15:1–15, 1977.
 - 22) Tarbell, J.M., Gunishan, J.P., Geselowitz, D.B., Rosenberg, G., Shung, K.K., and Pierce, W.S., Pulsed ultrasonic Doppler velocity measurements inside a left ventricular assist devices, *J. Biomech, Eng.*, 108:232–238, 1986.
 - 23) Turrilo, V.T. and Baumgartner, H.R., Platelet deposition on subendothelium exposed to flowing blood : Mathematical analysis of physical parameters, *Trans. ASAIO*, 21:593–601, 1975.
 - 24) Voisin, P., Guimont, C., and Stoltz, J.F., Towards a concept of thrombus in accelerated flow : Rheology, fluid dynamics, and biochemistry, *Biorheology*, 22:437–49, 1976.
 - 25) Yoganathan, A.P., Woo, Y., and Sung, H., Turbulent shear stress measurements in the vicinity of aortic heart valve prostheses, *J. Biomech*, 19:433–42, 1986.