

인공심장내의 혈류운동의 컴퓨터 시뮬레이션

◦김상현\*, K. B. Chandran\*\*, C. J. Chen\*\*\*

\* 연세대학교 의공학과

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

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

Numerical Simulation of Flow in a Total Artificial Heart

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

\* Dept. of Medical Eng., Yonsei University

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

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

Abstract

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 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. 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. 서론

인공심장이 임상적으로 이용될 때 가장 위급한 문제 중의 하나는 혈전색전증이다. 인공심장을 이식받은 모든 수술자는 혈전침전으로 인한 생리계통이나 신경계통의 이상을 보여왔다. 혈전침전은 인공심장내에서의 혈류역학과 관계가 있다(Jarvis 등, 1991). 혈전침전은 혈류의 정체나 저속의 역류지역 등에 의해서 심해진다. 주유동과 재순환유동과의 경계에서 큰 속도구배에 의해서 강력한 전단응력이 일어난다. 높은 국부적인 응력은 적혈구를 잡아당기거나 변형시켜서 치사적 또는 반치사적 외상을 입힌다. 높은 기계적인 응력은 혈소판의 용해를 유발시켜 결국은 혈전침전의 요인을 제공한다. 혈전침전은 인공심장의 입구판막과 출구판막의 주위에서 많이 보인다. 인공심장내에서의 혈류역학에 의한 혈구의 손상문제를 이해하려면 심실에서의 난류전단응력장을 측정하거나 계산할 필요가 있다. 인공심장내에서의 기계적 응력을 체외실험적으로 측정할 실험적인 연구보고가 다수 있다(Phillips, 1979; Tarbell, 1986). 그러나 복잡한 인공심장구조, 특히 입구판막과 출구판막주위에서의 측정에는 실제적으로 한계가 있기 때문에 체외실험에서 얻은 데이터에는 제한이 있다. Computer simulation을 이용한 유체역학 해

석은 인공심장내에서 혈류역학을 연구하는데 있어서 많이 사용되고있는 방법중의 하나이다. Peskin 등(1989)은 자연심장내에서의 혈류유동을 유한요소법에 의해 광범위하게 분석하였다. Rogers 등(1989)은 Navier-Stokes 방정식을 이용해서 Penn State 인공심장을 모델로 하여 정상상태와 시간종속충류에 대한 해석을 하였다. 그러나 이 연구들은 심실안에서의 충류에 대해서만 해석하였기 때문에 입구판막을 통과하는 난류흐름을 고찰하기에는 부적당하다. 본 연구는 인공심장내에서의 난류응력과 속도분포를 numerical simulation 하는 첫번째 시도로서 2차원적으로 인공심장모양을 간단히 구조화시키고 Cartesian 좌표내에서 정상흐름만을 해석한다. 계산결과는 인공심장내에서의 속도분포와 기계적 응력으로 나타내고 실제 혈전현상이 일어나는 부분과 그곳에서의 기계적 응력의 상관관계를 고찰할것이다.

2. 인공심장 모델

인공심장내에서의 난류를 수치해석적으로 고찰하기 위해서 2차원적으로 간단히 구조화한 모델이 그림1에 그려져있다. 폴리우레탄삼첨판이 양 모델 출구관에 설치됐고 모델1에는 폴리우레탄일첨판(flap valve)이 모델2에는 폴리우레탄삼첨판(trileaflet valve)이 입구관에 설치됐다. 삼첨판과 일첨판의 모양도 2차원 Cartesian 좌표위에 구성되었다. Chandran 등(1989b, 1991)은 체외에서 폴리우레탄판막을 설치한 인공심장내에서의 압력손실과 난류응력을 측정할 자료가 있는데 본 연구에서는 실험데이터와의 비교를 위해 Chandran 등이 실험에 이용한 판막과 똑같은 모양과 크기의 판막을 이용하기로 한다.

3. 수치해석 방법

여기에서 고려한 문제는 인공심장을 통과하는 2차원의 균일하고 비압축성의 정상상태 Newtonian 유체이다. 지배방정식은 난류계산을 위한  $k-\epsilon$  난류모델을 포함하는 Navier-Stokes 방정식이다(Chen and Chang, 1987). 이 방정식들과 경계조건은 Kim(1991) 자세히 묘사되어있다. 유한분석법(finite analytic method)은 Chen 과 Chen(1984)에 의해 Cartesian 좌표에서의 2차원 대류전달방정식을 위한 지배방정식의 수치해석을 하기위해서 만들어졌다. 유한분석법은 물리적인 현상을 지배하는 편미분방정식의 지역적 분석해로부터 각 요소의 대수식을 구하는 것이다. 우선 유한

분석식은 중심 node의 값을 구하기 위하여 주위의 경계 node의 함수로서 대수식을 표현한다. 그리하여 유한분석식은 유동의 모든 요소에 대해 대수식의 체계가 얻어진다. 압력에 대해 해를 구할려면 연속식의 속도 변수를 압력변수로 교환한다. 주어진 경계조건과 초기 조건과 함께 이런 대수식의 해는 문제의 수치적 해를 제공한다. Patankar's SIMPLER method(1980)가 staggered numerical grid 와 함께 수치적 해를 구하기 위해서 사용되었다. 층류계산에서는 입구관의 지름과 평균유입속도를 기준으로 Reynolds 수가 600에서 해를 구하였다. 층류계산에서는 이 Reynolds 수가 컴퓨터계산에 있어서 수렴이 가능한 최고치였다. 난류계산에서는 Reynolds 수가 6000에서 해를 구하였다. 이 Reynolds 수에서는 입구에서의 혈류속도가 15 l/min 인데 이 속도는 인공심장내에서 박동성 혈류가 이완기 일때의 전형적인 혈류속도와 일치한다. 결국 입구에서 평균유입속도가 88 cm/sec 가 된다. 유체특성으로는 혈액과 유사한 점성계수가 3.0 Cp이고 밀도가 1.07인 Newtonian 유체를 가정했다.

4. 컴퓨터 simulation 결과

표준 폴리우레탄삼첨판을 통과하는 심실내에서의 층류와 난류의 속도 vector가 그림2에 그려져 있다. 보는 바와 같이 입구판막을 지나서 제트류가 생기고 심실중앙에는 소용돌이가 생긴다. 난류에서는 중앙의 소용돌이가 층류보다 크다. 상대정체지역은 Chandran 등(1989b)이 체외실험에서 관찰한 바와 같이 층류와 난류 모두 판막 뒷부근에서 발견되었다. 혈전침전은 인공심장내에서 혈류정체의 지속의 역류지역에서 더욱 심화된다. 두개의 소용돌이가 왼쪽아래구석과 오른쪽아래구석에 각각 잡혀있다. 이 소용돌이들은 층류보다 난류에서 그 크기가 작는데 그 이유는 난류유동에는 tubulent eddy motion에 의해서 강력한 혼합이 일어나기 때문이다. 입구판막에서의 압력강하는 Reynolds 수가 6000일때 약 1.3 KPa 이다. 압력강하는 유입구와 입구판막끝에서 10 mm 위치와의 압력차이를 잰 것이다. 심실중앙과 출구판막끝에서 20 mm 위치사이에서 전 압력강하는 약 0.27 KPa 이다.

입구관에서 일첨판을 지나는 난류와 층류의 속도 vector가 그림3에 그려져 있다. 입구판막을 지나서 제트류가 생기고 심실 중앙에는 소용돌이가 생긴다. 일첨판에서는 심실에서의 소용돌이가 심실의 대부분을 차지하는 반면 아래 양쪽구석에서 잡힌 소용돌이는 삼첨판보다(그림2) 그 크기가 작다. 여기에서 계산된 속도 vector는 Chandran 등(1991)이 flow visualization technique에 의하여 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.

평균유입속도로 무차원화한 심실 여러곳에서의  $\bar{u}$ 의 분포가 그림4에 나타나 있다. 양 모델 모두 높은 크기의 응력이 주로 판막주위와 왼쪽벽에서 생성된다. 심실 중앙에서는 상대적으로 작은 움직임과 소용돌이 때문에 전단응력이 거의 일정하다. 삼첨판에서는 난류응력의 최고값은 470 Pa인데 그 위치는 입구판막끝을 통과한 제트류와 주위혈류와의 경계에서이다. 일첨판에서는 심실의 입구부분에서의 최고난류응력은 172 Pa 이고 이값은 삼첨판경우보다 63% 정도 낮다.

5. 다른 연구결과와의 비교

본 연구결과를 동일한 조건에서 수행한 다른 실험 결과나 수치해와 비교할 수 있다. 본 연구에서 계산한 입구삼첨판의 압력강하는 약 0.27 KPa인데 Chandran 등(1991)은 인공심장내의 압력강하를 본 연구에서 취한 같은 위치에서 1.9 KPa의 압력강하를 측정했다. 여기서 계산을 위하여 구조화한 판막은 Chandran 등이 실험에 이용한 삼첨판보다 판막유동면적이 다소 넓다. 넓은 유동면적은 유입혈류에 대해 적은 저항을 일으키고 적은 압력강하를 가져온다. 또한 본 모델은 2차원의 정상상태 혈류이지만 실험데이터는 비정상 상태에서 이루어 졌다. Stevenson과 Yoganathan(1985)은 대동맥 삼첨판을 지나는 정상상태난류에 대해 수치적 해를 구하였는데 Reynolds 수가 6000에서 본 계산결과와 근사한 0.4 KPa의 압력강하를 얻었다. 인공심장내에서 삼첨판의 압력강하 또한 Chandran 등(1991)에 의해, 같은 위치에서 체외에서 측정되었다. 그들은 0.71 KPa의 압력강하를 얻었다. 본 연구에서 얻은 1.6 KPa의 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 500 Pa의 난류전단응력을 계산했다. Tarbell 등(1986)은 ultrasonic Doppler를 이용해서 전기심장보조장치안에서 21 Pa의 최고난류전단응력을 측정했다. 본 연구에서는 심실에서의 최고난류전단응력이 삼첨판에서는 470 Pa 이고 일첨판에서는 172 Pa이었고 계산된 응력이 실험측정치와 비슷한 범위안에 든다는 것을 알 수 있다. 출구삼첨판끝에서 20 mm 지점에서 본 연구에서는 70 Pa의 난류전단응력을 계산했는데 이값은 Chandran 등(1989a)이 대동맥삼첨판에서 같은 위치에서 전 실험값, 56 Pa 과 가깝다.

6. 결론

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 상대 정체와 소용돌이의 크기 감소를 가져온다. 일첨판은 판막이 바깥 벽면으로 열림으로써 심실천체에 자연스런 혈역새척을 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 때보다 일첨판을 설치했을 때 같은 위치에서 난류응력의 크기가 크다.

인공심장내에서 난류유동을 computer simulation에 의해 고찰함에 있어서 여러가지 제한적인 가정을 많이 두었지만 계산결과는 기존의 실험데이터와 근사적으로 일치한다. 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.

7. 참고문헌

Chandran, K. B., Fatemi, R., Schoepfoerster, R., Wurtzel, D., Hansen, G., Pantalos, G., Yu, L-S., and Kolff, W. J. (1989a) In vitro comparison of velocity profiles and turbulent shear distal to polyurethane trileaflet and prosthetic valves. *Art.Org.*, 13:148-154.

Chandran, K. B., Lee, C-S., Shipkowitz, T., Chen, L-D., Yu, L-S., and Wurtzel, D. (1991) In vitro hemodynamic analysis of flexible artificial ventricles. *Art.Org.* (In press).

Chandran, K. B., Schoepfoerster, R., Wurtzel, D., Hansen, G., Yu, L-S., Pantalos, G., and Kolff, W. J. (1989b) Hemodynamic comparisons of polyurethane trileaflet and bioprosthetic heart valves. *ASAIO Transactions*, 35:132-138.

Chen, C. J. and Chang, S. M. (1987) Prediction of turbulent flows in rectangular cavity with  $k-\epsilon-A$  and  $k-\epsilon-E$  models, *Turbulence Measurements and Flow Modelling*, Chen, C. J., Chen, L. D., and Hooly, F. M. (Editors), Hemisphere Publishing Co., pp.611-620.

Chen, C. J. and Chen, H. C. (1984) Finite analytic numerical method for unsteady two dimensional Navier-Stokes equations. *J. Comp. Physics*, 53: 209-226.

Jarvis, P., Tarbell, J. M., and Frangos, J. A. (1991) An in vitro evaluation of an artificial heart. *ASAIO Transactions*, 37:27-32.

Kim, S. H. (1991) 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.

Patankar, S. V. (1980) *Numerical heat transfer and fluid flow*, McGraw-Hill, New York.

Peskin, C. S. and McQueen, D. M. (1989) 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.

Phillips, W. M., Furkay, S. S., and Pierce, W. S. (1979) Laser Doppler anemometer studies in unsteady ventricular flows. *ASAIO Transactions*, 25:56-60.

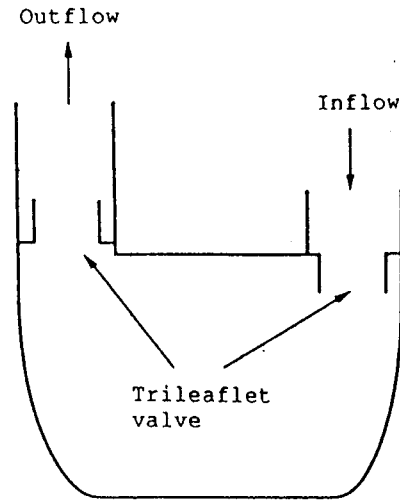
Rogers, S. E., Kwak, D., and Kiris, C. (1989) Numerical solution of the incompressible Navier-Stokes equations for steady state and time-dependent problems. 27th Aerospace Science Meeting, Reno, Nevada.

Stevenson, D. M. and Yoganathan, A. P. (1985) Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves. *J. Biomech.* 18:899-907.

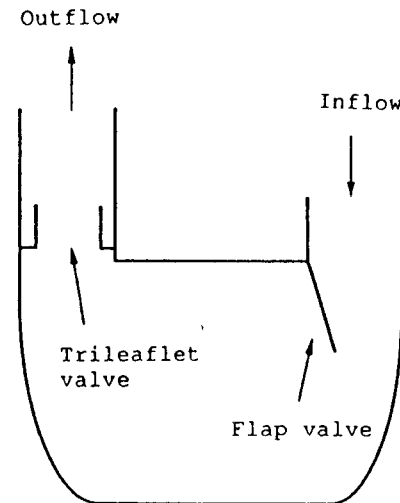
Tarbell, J. M., Gunishan, J. P., Geselowitz, D. B., Rosenberg, G., Shung, K. K., and Pierce, W. S. (1986) Pulsed ultrasonic Doppler velocity measurements inside a left ventricular assist devices. *J. Biomechanical Engineering*, 108:232-238.

감사

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

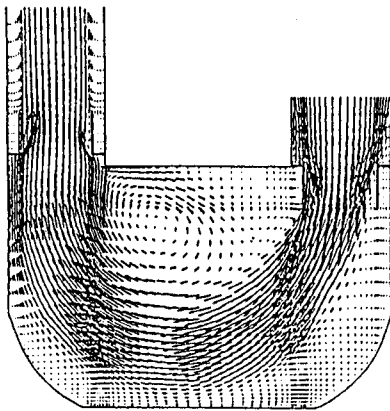


1 (a)

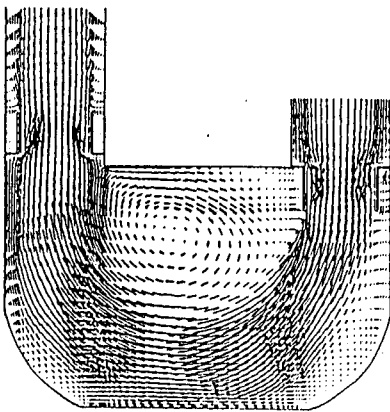


1 (b)

Figure 1: Two-dimensional model for a total artificial heart with simulated trileaflet valve at the outflow orifice:(a) with a simulated trileaflet:(b) flap valve at the inflow orifice

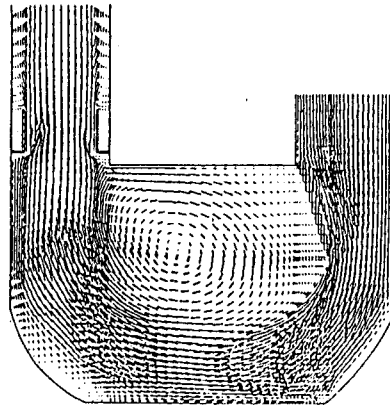


2 (a)



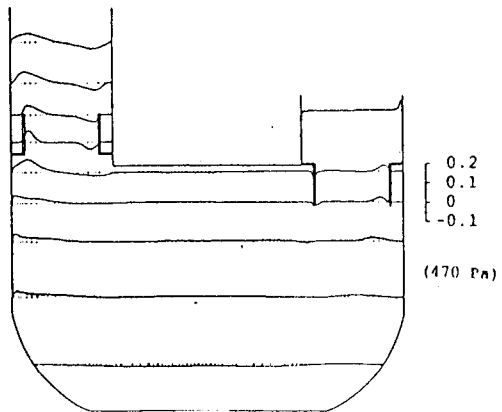
2 (b)

Figure 2: Velocity vectors in steady flow past a trileaflet inflow valve in a total artificial heart: (a) laminar flow with  $Re=600$ ; (b) turbulent flow with  $Re=6000$

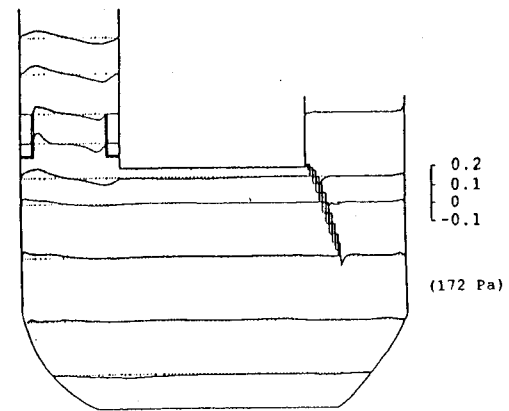


3 (b)

Figure 3: Velocity vectors in steady flow past a flap valve at the inflow orifice: (a) laminar flow with  $Re=600$ ; (b) turbulent flow with  $Re=6000$



4 (a)



4 (b)

Figure 4: Reynolds shear stress profile for steady flow in a total artificial heart at  $Re=6000$ : (a) trileaflet valve at the inflow orifice; (b) flap valve at the inflow orifice