

TPLS 혈액주머니 내의 3차원 비정상유동에 대한 수치해석 연구: 액추에이터 속도의 영향

정기석^{*1}, 성현찬^{*1}, 박명수^{*1}, 고흥종^{*2}, 심은보^{*3}, 민병구^{*4},
박찬영^{*4}

Numerical Study of 3D Unsteady Flow in a Blood Sac of TPLS: Effect of Actuator Speed

G. S. Jung, H. C. Seong, M. S. Park, H. J. Ko, E. B. Shim, B. G. Min and C. Y. Park

This paper reports the numerical results for blood flow of the sac squeezed by moving actuator in the TPLS(Twin Pulse Life Support System). Blood flow in the sac is assumed to be 3-dimensional unsteady newtonian fluid. where the blood flow interacts with the sac, which is activated by the moving actuator. The flow field is simulated numerically by using the FEM code, ADINA. It is well known that hemolysis is closely related to shear stress acted on blood flow. According to this fact, we simulate four models with different speed for moving actuator and examine the distribution of shear stress for each model. Numerical results show that maximum shear stress is strongly dependent on the actuator speed.

Key Words: 용혈현상(hemolysis), TPLS(Twin Pulse Life Support System), 액추에이터(actuator), 전단응력(shear stress)

1. 서 론

사람의 심장을 일시적으로 대체하는 혈액펌프에 대한 연구는 이미 1세기 전부터 시작되었으나 체계적인 연구의 토대는 1952년 Folkow에 의해서 이상적인 혈액펌프에 대해 조건이 제시되면서이고 이 조건들은 혈액펌프의 다른 심도있는 연구에 적용이 되었다[1]. 현재도 계속 진행되고 있는 혈액펌프에 대한 연구는 이제 심장의 역할만을 대신하는 단순한

펌프의 역할에서 발전하여 심폐기능이 통합된 인공 심폐기에 이르고 있다. 심폐기는 크게 두개의 영역으로 나눌 수 있는데 하나는 심장의 역할을 보조수행하는 펌프부분이고 또 다른 하나는 폐의 역할을 담당하는 부분으로 나눌 수 있다. 특히 심장의 역할을 담당하는 부분에서 혈액의 유동을 가능하게 하는 구동력은 피스톤-실린더에 의해서나 액추에이터의 운동에 의해서 구동력을 얻게 된다. 기존에 개발된 혈액펌프의 경우 액추에이터의 형상이나 운동형태 그리고 혈액주머니의 형상에 따른 여러 가지 모델이 제시되어 있다[2][3][4]. 본 연구에서 주로 관심을 두고 연구한 내용은 왕복형 액추에이터를 가지는 혈액펌프로써 이는 기존에 개발된 혈액펌프의 형태와 유사성을 지니고 있지만 그 개발에 있어서는 한국형 인공심장의 기술이 접목된 형태이다. 혈액펌프에서

*1 학생회원, 금오공과대학교 기계대학원

*2 정회원, 금오공과대학교

*3 정회원, 강원대학교

*4 정회원, 서울대학교

*E-mail : arysu94@kumoh.ac.kr

액추에이터의 역할은 이미 설명하였듯이 혈액의 흐름을 가능하게 하는 구동력을 전달하는 것에 있다. 따라서 액추에이터의 형태나 운동은 인공심장이나

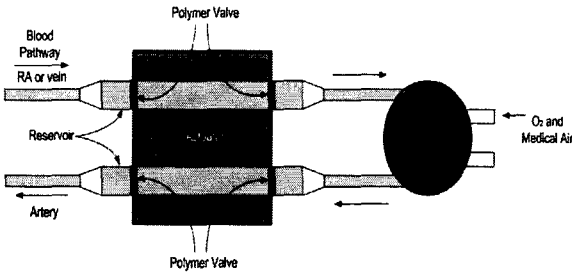


Fig. 1 Schematic drawing of two-dimensional model of TPLS

혈액펌프의 혈액주머니 내에서 혈액의 운동에 커다란 영향을 미치게 된다. 생리학적인 면에서 이의 중요성은 혈액이 과도한 속도를 가지거나 내부 유체에 발생하는 전단응력이 클 경우에는 세포로 이루어진 혈액이 파괴되는 용혈현상(hemolysis)이 발생하는 원인으로 작용할 수 있으며, 또한 재순환영역이나 정체영역이 발생할 경우에는 혈전(thrombosis)이 생성되는 원인으로 작용하기 때문이다[5]. 이런 많은 연구에도 불구하고 아직까지 액추에이터의 이동속도가 내부 혈액의 운동에 미치는 전산해석이 미진한 것이 현실이다. 이는 현재의 컴퓨터의 성능이 비약적인 발전을 계속하고 있지만 이 문제의 특성상 유체-구조물 상호작용(Fluid-Structure Interaction)을 계산해야 하며, 또한 액추에이터와 혈액주머니 사이의 접촉문제를 복합적으로 계산해야 하기 때문에 아직까지는 이러한 시도가 이루어지기 어려웠다[6]. 이러한 유체-구조물 상호작용을 고려한 문제는 한국형 인공심장에 대하여 박명수등은 3차원 모델에 대한 유체-구조물 상호작용을 고려한 연구를 하였으나 액추에이터에 의한 접촉문제는 고려하지 않고 압력으로 단순화하여 액추에이터에 의한 접촉의 영향이 고려되지 않았다[7]. 정기석등에 의하여 유체-구조물 상호작용과 접촉문제를 고려한 단순화된 2차원 혈액펌프에 대한 연구가 있었으나 이는 혈액주머니가 원형관 형태로 이루어진 것을 2차원으로 단순화한 것이어서 연구결과와의 정량적 데이터의 정확성은 많이 떨어진다[8]. 또한 액추에이터의 제어에 대한 연구는 완전히 인공심장에 들어가는 제어시스템에서 최원우등에 의하

여 연구되었으나 이는 심박출량에 대한 관점에서 시스템의 안정성 및 효율성에 주된 연구가 이루어졌다[9]. 이러한 여러 가지의 연구논문과 생리학적 중요성을 인식하여 본 연구에서 제시하고자 하는 내용은 액추에이터의 운동속도가 내부혈액에 미치는 영향을 조사하는 것을 목표로 하였다.

2. 본 론

2.1 수치해석 방법

이미 서론에서 기술한 것과 같이 혈액펌프의 전산해석을 위해서는 유체-구조물 상호작용과 접촉문제를 동시에 고려해야 한다. 특히 유체-구조물 상호작용을 고려한 대부분의 연구는 유체의 유동을 포텐셜 유동으로 가정하여 오일러 방정식으로 해석을 수행하거나 유체의 운동을 Navier-Stokes 방정식으로 해석, 또는 고유직교분해(Proper orthogonal Decomposition, POD)와 같이 유동장을 유동의 고유 모드들의 합으로 나타내어 중요한 고유 모드를 구하는 감소차수모델을 사용하는 연구들도 이루어지고 있다[6][10]. 본 연구에서는 구조물이 움직임에 따라서 유체의 격자도 함께 움직이는 이러한 문제를 해결하기 위해 ALE 알고리즘을 사용하여 유체-구조물 상호작용을 계산하는 상용코드인 ADINA를 사용하였다[11]. ADINA를 이용한 유체-구조물 상호작용을 계산은 Bathe, Wang에 의한 연구결과가 발표되었다[10][12]. 유체-구조물 상호작용을 계산하기 위해서는 먼저 혈액주머니의 고체역학적 해석을 이 수행되어야 하고 그 과정은 다음과 같다. 혈액주머니는 탄성을 가진 고체 재질로서 그 동적 거동을 지배하는 방정식은 다음과 같이 표현된다.

$$\sigma_{ij,j} = \rho \ddot{u}_i \quad (1)$$

여기서 σ_{ij} ($i, j = 1, 2$)는 Cauchy stress tensor 의 ij 성분이며 성분이며, \ddot{u}_i 는 i 방향 가속도, ρ 는 고체의 밀도다. 또 여기에서 하첨자에 나타난 comma는 편미분을 의미한다. 혈액은 점성, 비압축성의 뉴턴 유체로 간주하였으며, 그 지배 방정식은 연속 방정식과 운동량 방정식으로서 아래와 같이 벡터 형태로 쓸 수 있다.

$$\frac{\partial U}{\partial t} + \nabla \cdot (F - G) = 0 \tag{2}$$

여기서

$$U = \begin{vmatrix} 0 \\ \rho_f \vec{V} \end{vmatrix}, F = \begin{vmatrix} \rho_f \vec{V} \\ \rho_f \vec{V} \vec{V} \end{vmatrix}, G = \begin{vmatrix} 0 \\ \tau \end{vmatrix} \tag{3}$$

이며, \vec{V} 는 속도벡터, ρ_f 는 유체 밀도, τ 는 응력 tensor로서 성분별로 표현하면 다음 식과 같다.

$$\tau_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\mu e_{ij} \tag{4}$$

와 같다. 여기서 p 와 μ 는 유체의 압력과 점성계수이며, δ_{ij} 와 e_{ij} 는 각각 kronecker delta와 전단 변형을 tensor를 나타내며 아래와 같이 표현된다.

$$e_{ij} = \frac{V_{i,j} + V_{j,i}}{2} \tag{5}$$

본 연구에서 수치해석 도구로 채택한 ADINA(Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis) 상용코드는 유한 요소법에 기반을 둔 범용 고체 및 열유체 해석 소프트웨어이다. 먼저 식(2)를 Galerkin 방법에 의하여 이산화하면 다음과 같은 유한요소 행렬 방정식이 얻어진다.

$$KX = R \tag{6}$$

여기서 K 는 강성행렬(stiffness matrix), X 는 각 절점에서의 변수 값을 나타내며, R 은 외력항(external driving force)을 의미한다. 행렬방정식 (6)은 비선형 방정식이기 때문에 Newton-Raphson 방법이나 연속대입법(successive substitution method) 등을 이용하여 풀어야 한다. 이미 기술한 바와 같이 ADINA코드는 유체 영역과 고체 영역 사이의 상호작용을 모사하기 위하여 ALE(Arbitrary Lagrangian Eulerian) 방법을 사용한다. 이럴 경우 운동량 방정식 (2)는 격자의 움직임을 반영할 수 있도록 다음과 같이 변형되어야 한다[17].

$$\rho_f \left[\frac{\delta V_i}{\delta t} + \left(V_i - \frac{\delta d_j}{\delta t} \right) V_{i,j} \right] = \tau_{ij} \tag{7}$$

여기서 $\delta V_i/\delta t$ 는 움직이는 격자점에서 속도 성분의 시간 미분을 의미하며, $\delta d_j/\delta t$ 는 격자의 j 방향 이동속도를 나타낸다. 유체-고체 상호작용의 해를 구하기 위해서는 완전히 결합된 형태의 방정식을 해석하여야 한다. 즉 경계 격자점에서 고체와 유체의 속도와 변위가 서로 일치하는 동시에 힘의 평형조건도 만족되도록 하는 해가 얻어질 때까지 반복 계산한다. 또한 ADINA코드에서는 접촉문제 해석을 위하여 Lagrange multiplier method를 사용하고 있으며, 이에 관한 자세한 내용은 참고문헌[13]에 기술되어 있다.

2.2 TPLS 3차원 수치모델

본 연구에서는 도입한 TPLS의 모델은 최근에 서울대학교 의공학 교실 민병구 교수팀에 의해서 개발된 것으로서 임상실험중인 실제모델을 도입하였으며 액추에이터와 혈액주머니 사이의 접촉문제와 혈액주머니와 혈액간의 유체-구조물 상호작용을 모두 고려한 3차원 모델에 대한 수치계산을 수행하였다. 이와 같이 접촉문제와 유체-구조물 상호작용을 모두 고려한 계산은 실제현상을 정확하게 모사할 수 있는 장점이 있는 반면 수치계산에 소요되는 시간이 과도하다는 단점이 있다. 하지만 수치계산결과의 정확성을 높이기 위하여 이 수치계산 모델을 사용하였으며, Fig.2에 나타내었다. 액추에이터는 강체로 가정을 하였으며 폴리머 재질로 만들어진 혈액주머니는 등방성

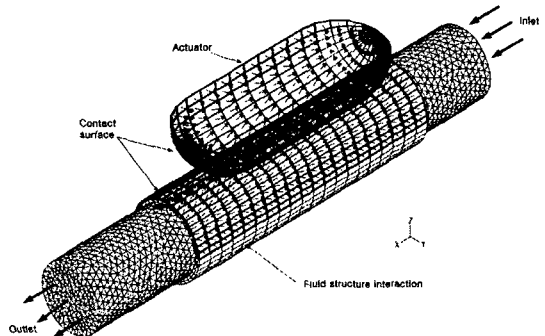


Fig. 2 Boundary Condition in TPLS

탄성을 가진 고무재질로서 가정하였으며 종탄성계수 (E) $6.07 \times 10^6 Pa$, 포아송 비(ν) 0.4 그리고 밀도(ρ) $1,104 kg/m^3$ 로 가정하였다. 혈액은 점성계수와 밀도가 각각 $1,000 kg/m^3$ 과 $0.003 Pa \cdot s$ 로 일정한 뉴턴 유체로 가정하였다 대하여 수치해석을 수행하였다.

2.3 경계조건

TPLS는 액추에이터가 좌우왕복운동을 하면서 혈액주머니에 압력을 가하게 되는데 압력이 가해지는 쪽 혈액주머니는 수축되는 반면에 반대쪽은 이완하게 된다. 혈액주머니가 수축될 때 입구 측 밸브는 닫히고 출구 측 밸브는 열린다. 본 연구에서 입구와 출구에서의 경계조건으로 밸브의 개폐를 단순화 하여서 수축 시에는 입구에 벽 조건을 이완 시에는 출구에 벽조건을 부과하였다. 참고문헌[19] 의해서 이루어진 TPLS에 대한 실험에 의하면 입구에서의 혈액의 유입은 혈액주머니의 복원력에 의한 흡입에 의하여 혈액은 유입된다. 본 연구에서는 수축 시 출구에는 밸브의 개폐를 단순화하여 Neumann 조건을 부과하고, 반대로 이완 시에는 입구에 Neumann 조건을 부과하여 계산을 하였다. 혈액주머니와 액추에이터 사이에는 접촉조건을 부과하고, 혈액주머니와 혈액사이에는 유체-구조물 상호작용 조건을 부과하였으며, Fig.3에 나타낸 그래프는 액추에이터의 시간에 대한 운동거리의 변화를 보여준다.

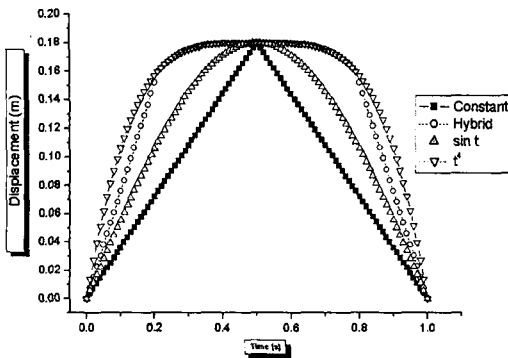


Fig. 3 Displacement of actuator with time

3. 결과

3.1 입출구 유량

본론에서 이미 기술한 것과 같이 액추에이터의 운동은 네 가지의 모델을 도입하여 계산을 하였다. Fig.4에 나타낸 그림은 수축 시의 각 모델에 대한 출구에서의 유량을 나타낸 그래프이다. 혈액펌프는 일정량의 혈액을 환자에게 공급을 해주어야 한다. 성인의 심장의 경우 평균 30L/min의 혈액을 박출할 수 있다. 이는 사람의 근육운동이 최대치에 이르렀을 때에 필요한 박출량으로 일반적으로 심장에서 혈액의 박출량은 최대치에 다다를 필요가 없다. 따라서 혈액펌프의 혈액 박출량은 사람의 휴식상태를 기준으로 하며 그 양은 약 0.2~5L/min 이다. 성능 평가는 혈액의 박출량에 의해서도 이루어 져야한다. 따라서 각 모델의 출구유량에 대한 자료는 혈액펌프의 설계 시에 액추에이터의 운동에 따라서 혈액의 박출량을 결정하는 자료로 활용될 수 있다.

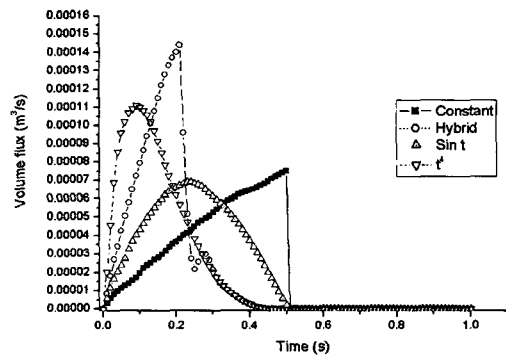


Fig. 4 Variation of volume flux at exit with time

TPLS의 입구에서 혈액의 유입은 2.3절에서 기술한 바와 같이 혈액주머니의 복원력에 의하여 발생된다. 따라서 입구에서의 유량은 질량보존식을 만족해야 한다. Fig.5에 나타낸 그래프는 출구유량에 대칭적인 형태로서 유량의 질량보존식을 잘 만족하고 있음을 보여주고 있다. 또한 입구의 유속이 액추에이터의 상승속도에 따라서 변화할 수 있음을 보여주고 있다. 이는 혈액주머니의 복원력이 혈액의 유입에 필요한 충분한 힘을 가지고 있음을 보여준다.

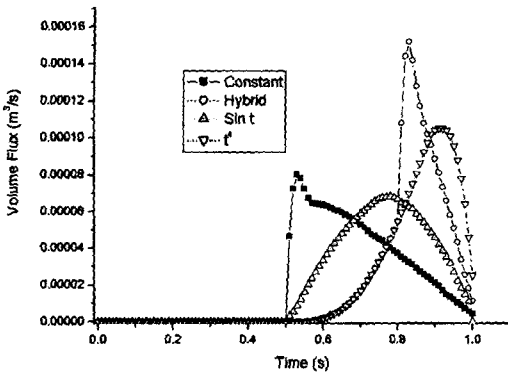


Fig.5 Variation of volume flux at entrance region with time

(b)수축과 이완의 역전시에는 입구영역에서 정체영역이 관찰되며 출구영역에서 재순환 영역 및 박리 현상이 관찰되고 있다. (c)이완시는 출구영역 전체에서 재순환영역이 관찰되고 있다. 따라서 이러한 영역에서 혈전의 생성가능성은 다른 영역에 비하여 높다.

3.3 최대전단응력

일반적인 유체와는 달리 혈액은 세포로 이루어져 있다. 이 혈액을 구성하고 있는 세포들은 혈액에 과도한 전단응력이 가해질 경우에 파괴될 수가 있으며 이를 용혈현상이라고 한다. Fig.6에서는 본 연구에서 도입한 네 가지 모델에 대한 시간의 변화에 따른 혈액에 작용하는 최대전단응력을 나타내고 있다.

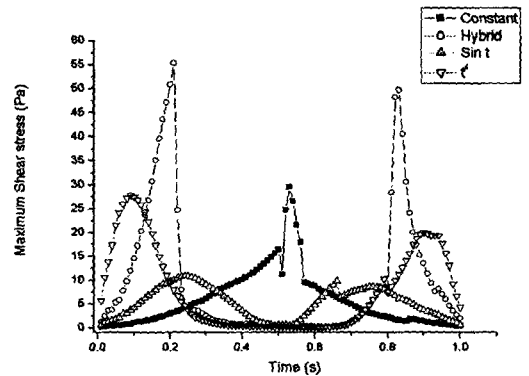


Fig.7 Variation of maximum shear stress with time

액추에이터의 속도변화는 Fig.7에서 보이는 바와 같이 최대전단응력의 크기를 변화시킬 수 있다. 액추에이터의 속도변화를 hybrid로 제어할 경우에 전단응력이 최대에 이르고 있다. 속도가 변하지 않는 constant의 경우에는 다른 모델과는 달리 최대전단응력이 수축과 이완의 역전시에 나타나고 있으며 이는 수축시에 최대 전단력이 출구영역 부근에서 나타던 것이 이완의 초기에 입구영역에서 혈액이 유입되면서 입구영역으로 그 위치가 변하면서 전단응력이 최고치에 이르게 된다. 속도의 변화가 $s = t^4$ 인 경우에는 최대전단응력이 수축의 초기인 0.1초 부근에서 발생됨을 확인할 수 있다. 도입된 네 가지의 모델중에서 $s = \sin t$ 인 경우에서 최대전단응력이 전반적으로 낮게 나타나는 것을 확인할 수가 있다.

3.2 유동장 분포

혈액펌프내에서 혈액의 유동장에서 정체영역이나 재순환 영역이 발생할 경우에는 이 영역에서 혈전의 생성가능성이 높기 때문이다. 혈전은 혈액이 응고되는 것을 말하며 이는 여러 가지 순환기장애 및 혈액펌프 자체의 성능저하의 원인으로 작용한다. 또한 과도한 전단응력은 세포로 구성된 혈액에 작용할 경우 용혈현상이라고 하는 혈구의 파괴를 야기할 수가 있다. 따라서 혈액주머니내의 혈액의 유동형태를 관찰하여 이러한 요소를 최소화하여 혈액펌프의 성능향상에 기여할 수 있다. Fig.6에 나타난 그림은 액추에이터의 변위가 $s = \sin t$ 인 경우의 속도벡터를 나타낸 그림으로 (a)수축시, (b)수축과 이완의 역전시, (c)이완시를 각각 나타낸다. (a)수축시에는 박리현상이나 재순환영역은 관찰되지 않고 다만 입구영역에서 정체영역이 관찰된다.

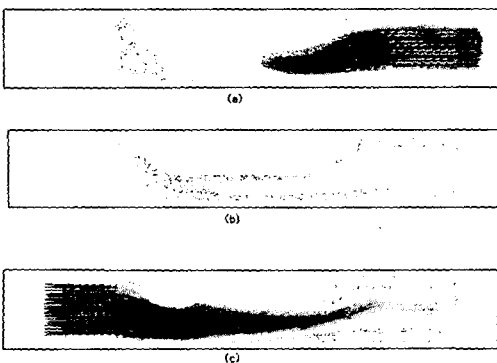


Fig. 6 Distribution of velocity vector

5. 결 론

본 연구를 통하여 액추에이터의 속도변화는 혈액 주머니내의 유동장의 변화에 많은 기여를 하며 전단 응력의 크기가 상당히 변화함을 확인할 수 있었다. 용혈현상은 순환기 특히 심혈관계에서 도입되는 인공장기의 개발에서 중요한 관심분야이다. 이는 인공장기의 경우 안정성이 무엇보다도 중요하기 때문이다. 이 연구에서 도입된 네 가지의 경우에서는 $s = \sin t$ 일 때 전단응력이 전반적으로 낮게 나타났으며 hybrid의 경우에 최대치를 보이고 있다.

참고문헌

- [1] Pierce M. Galletti, *Heart-lung bypass*, GRUNE & STRATTON,(1961).
- [2] Bahnson, H.T, *Characterisitcs of an ideal pump for extracorporeal circulation*, Thomas(1958).
- [3] Melrose, D.G, "A heart lung machine for use in man", *J. Physiol.* vol.127, p.51-53,(1955).
- [4] Kolff, W.J, *Mock circulation to test pumps designed for permanent replacement of damaged heart*, Cleveland Clin., p.223-226,(1961).
- [5] 천길정, 한동철, 민병구, "모터 구동형 인공심장의 설계 및 해석", *대한기계학회*, p.843-854, (1991).
- [6] Dowell, E.H & Hall, K.C, "Modelling of Fluid-Structure Interaction",*Ann.Rev.Fluid Mech*, vol.33, P445-490,(2001).
- [7] 박명수, 인공심장 내의 비정상 혈액 유동에 대한 수치해석 연구,(2000)
- [8] 정기석외. , "박동형 인공심폐기에서의 혈류의 고체-유체 상호작용에 대한 수치적 연구", *유체공학회*(2002).
- [9] 최원우외, "완전이식 인공심장을 위한 제어시스템의 개발에 관한 연구", *제어.자동화.시스템공학 논문지*, 제1권 제2호, p.127-134, (1995).
- [10] Wang, X., "Analysis and Computational Approaches for Some Fluid-Structure Interaction Analysis", *Comput. Struct*, vol.3, p.423-433,(1999).
- [11] ADINA, "Theory and Modeling Guide", vol.1 (2000).
- [12] K.J,Bathe, H.Zhang and M.H,Wang, "*Finite Element Analysis of Incompressible and Compressible Fluid Flows with Free Structures and Structure Interaction*", *Computers and Structures*, vol.56, p.193-213,(1995).
- [13] Bathe, K.J., "Finite Element Procedures", *Prentice Hall*, Englewood Cliffs, NJ, USA, (1996).