

2차원 모델을 이용한 한국형 인공심장 내 혈액 유동에 대한 수치적 해석

박명수* · 심은보** · 고흥종* · 사종업*** · 박찬영**** · 민병구****

금오공대 기계공학부*, 강원대학교 기계공학과**, 영남대학교 기계공학부***, 서울대학교 의공학과****

(2002년 9월 16일 접수, 2003년 8월 19일 채택)

Numerical Analysis of the Blood Flow in the Korean Artificial Heart Using Two Dimensional Model

Myung Soo Park*, Eun Bo Shim**, Hyung Jong Ko*, Jong Youb Sah***,
Chan Young Park****, Byung Goo Min****

School of Mechanical Engineering, Kumoh National University of Technology*,

Dept. of Mechanical Engineering, Kangwon National University**,

School of Mechanical Engineering, Yeungnam University***,

Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Seoul National University****

(Received September 16, 2002. Accepted August 19, 2003)

요약: 본 연구에서는 한국형 인공심장의 혈액주머니 내 혈액 유동에 대한 수치적 해석 결과를 제시하였다. 혈액 유동은 2차원 비정상 유동으로 가정하였으며, 이를 해석하기 위하여 유한요소 기반의 상용코드인 ADINA를 사용하였다. 액츄에이터와 혈액주머니사이의 강체-고체 접촉, 그리고 혈액주머니와 혈류 사이의 고체-유체 상호작용을 모두 계산에서 반영하였다. 본 연구에서는 혈액주머니의 형상설계 과정에서 제시되었던 3가지 모델에 대해서 계산을 수행하고 이들의 혈류역학적 적합성을 분석하였다. 계산결과에 의하면 혈액주머니의 수축 시는 출구로의 강한 흐름과 입구 부분에서의 정체영역이 관찰되었다. 이완 시에는 외부로부터 입구로 강한 혈류가 유입되고 있으며, 닫힌 출구에서 부근에서는 재순환 영역이 발생한다. 수축 시 전단응력은 출구 모서리 부근에서 극한값들을 가지게 되며, 이완 시에는 주로 입구 모서리와 액츄에이터 접촉면에서 최소, 최고치를 보여주고 있다.

Abstract: In this study, we presented computational results on the blood flow in the sac of the Korean artificial heart. Two dimensional unsteady flow was assumed and we utilized a finite element commercial code ADINA to simulate the blood flow. Rigid body-solid contact were considered between the actuator and the blood sac and fluid-structure interaction between the blood and the sac. The three geometric models proposed in the design process were simulated to assess the hemodynamic characteristics of the models. According to the computational results, a strong flow to the outlet and a stagnated flow region near the inlet were observed during systole. The sac was filled with blood and recirculating flow was generated near the outlet during diastole. Shear stress during systole had its extreme values near the outlet edge whereas the magnitude of shear stress values were relatively high near the inlet edge and the contacting surface with the actuator.

Key words: 한국형 인공심장(Korean Artificial Heart), 혈류역학 해석(Hemodynamic Analysis), 유체-고체 상호작용(Fluid-Structure Interaction), 2차원 모델 (Two-dimensional Model)

서 론

인공심장은 1982년 처음으로 인체 이식이 성공한 이래로 영

구적 혹은 일시적으로 인간의 심장을 대체하는 기능을 수행하고 있다. 한국형 인공심장은 1984년 서울대학교 의공학과 연구팀에 의해서 개발되었으며, 소형 모터를 통하여 전기에너지를 기계적 에너지로 변환하여 혈액을 순환시킨다[1]. 그동안의 많은 동물실험과 공학적 분석에 의하여 지속적인 성능개선을 이루었으며, 최근에는 최초로 인체이식 실험을 수행한 바 있다 [2]. 지금까지의 동물실험 결과들에 따르면 혈액주머니 내의

통신저자 : 심은보, (200-701) 강원도 춘천시 효자2동 192-1번지
강원대학교 기계공학과

Tel. 033)250-6318, Fax. 033)242-6013

E-mail. ebshim@kangwon.ac.kr

수치해석 방법

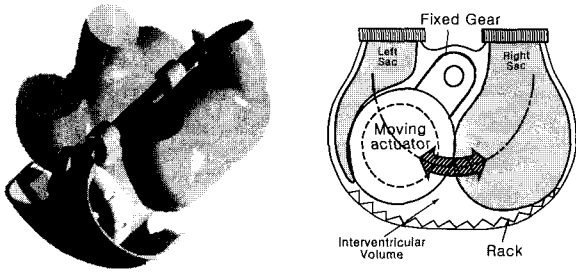


Fig. 1. Schematic of the Korean artificial heart

유체역학적 현상은 인공심장의 성능을 결정짓는 중요한 설계 변수 중의 하나로서, 이에 대한 자세한 공학적 분석이 요구된다. 실제로 인공심장 내의 혈액주머니는 아래 Fig. 1에 나타나 있듯이, 구동 액추에이터가 좌우 왕복운동을 하면서 양쪽의 혈액주머니를 번갈아 밀게 된다. 따라서 액추에이터의 운동을 통하여 혈액주머니가 수축과 이완을 반복되면서 혈액이 흡입 또는 방출된다. 이때 인공심장 내에서 발생하는 주된 문제점들은 혈전생성(thrombus formation)과 용혈현상(hemolysis)을 들 수 있으며, 이들의 주된 원인은 혈류 내의 정체유동(stagnated flow) 혹은 재순환영역(recirculating flow)인 것으로 알려져 있다[3]. 이러한 관점에서 볼 때 인공심장의 혈액주머니 내 혈액 유동에 대한 혈류역학적 분석은 인공심장의 설계에서 필수적이다.

지금까지 한국형 인공심장에 대한 혈류역학적 연구는 매우 드물며, 이것 또한 주로 실험적인 방법을 통하여 이루어졌다. Kim과 Min[4]은 단백질의 협착에 대한 유체의 전단변형률 효과에 대한 실험을 수행하였다. 그들의 연구에서는 혈액주머니에서의 혈류 유동장에 대한 어떠한 정량적인 데이터도 제공되지 않았다. 최근에 Om 등[5]은 대동맥에서의 압력을 예측하기 위하여 lumped parameter model을 사용한 시스템 해석을 수행하였다. 이외에도 지금까지 많은 생리학적 측면의 연구가 진행되었으나, 혈액의 유동해석에 관한 연구는 수행되지 못하였다. 따라서 본 연구에서는 한국형 인공심장의 혈액 유동에 대한 수치해석적 연구를 수행하고, 속도, 압력분포 및 전단응력 등과 같은 유동변수들에 대한 계산결과를 제시하고자 한다.

본 연구의 혈류역학 계산모델에서는 2차원 강체-고체-유체 상호작용을 상정하였다. 즉 강체인 구동 액추에이터와 고체인 혈액주머니의 접촉문제, 혈액주머니와 그 속에 들어있는 혈액 사이의 고체-유체 상호작용 문제가 내포되어 있다. 이를 풀기 위하여 고체-유체의 상호작용 문제 해석에 강점을 가지고 있는 것으로 알려진 유한요소 상용코드인 ADINA[6]를 사용한다. 본 연구에서는 혈액주머니 내 혈류의 정확한 해석을 위하여 강체와 고체의 접촉문제, 고체와 유체의 상호작용을 모두 고려하는 복합적인 문제로서 해석을 시도하였다. 실제 계산모델로는 한국형 인공심장의 혈액주머니 설계와 관련하여 제시된 세가지 모델을 선택하였으며, 2차원 가정하에서 각 모델의 혈류역학적 특성을 조사함으로써 상대적인 성능을 비교하였다.

인공심장 내 혈류의 수치적 해석은 고체-유체의 상호작용에 관한 문제이므로 이에 대한 역학적 고려가 필요하다. 여기에서는 2차원 해석에 국한하여 기술하기로 한다. 먼저 혈액주머니의 고체역학적 해석을 위한 과정은 다음과 같다. 혈액주머니는 탄성을 가진 고체 재질로서 그 동적 거동을 지배하는 방정식은 다음과 같이 표현된다.

$$\sigma_{ij,j} = \rho \ddot{u}_i \tag{1}$$

여기서 σ_{ij} ($i, j = 1, 2$)는 Cauchy 응력텐서의 ij 성분이며, \ddot{u}_i 는 i 방향 가속도, ρ 는 고체의 밀도다. 또 여기에서 하첨자에 나타나는 콤마는 편미분을 의미한다.

혈액은 점성, 비압축성의 뉴턴 유체로 가정하였으며, 그 지배방정식은 연속방정식과 운동량방정식으로서 벡터 표기를 사용하여 아래와 같이 쓸 수 있다.

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

여기서

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

이며, \vec{v} 는 속도벡터, ρ_f 는 유체 밀도, $\vec{\tau}$ 는 응력텐서로서 뉴턴 유체의 경우 다음 식과 같이 표현된다.

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

여기서 p 와 μ 는 유체의 압력과 점성계수이며, δ_{ij} 와 e_{ij} 는 각각 Kronecker delta와 전단변형률 텐서를 나타내며 아래와 같이 표현된다.

$$e_{ij} = (v_{i,j} + v_{j,i})/2 \tag{5}$$

본 연구에서 수치해석 도구로 채택한 상용코드인 ADINA (Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis)는 유한요소법에 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 절점에서

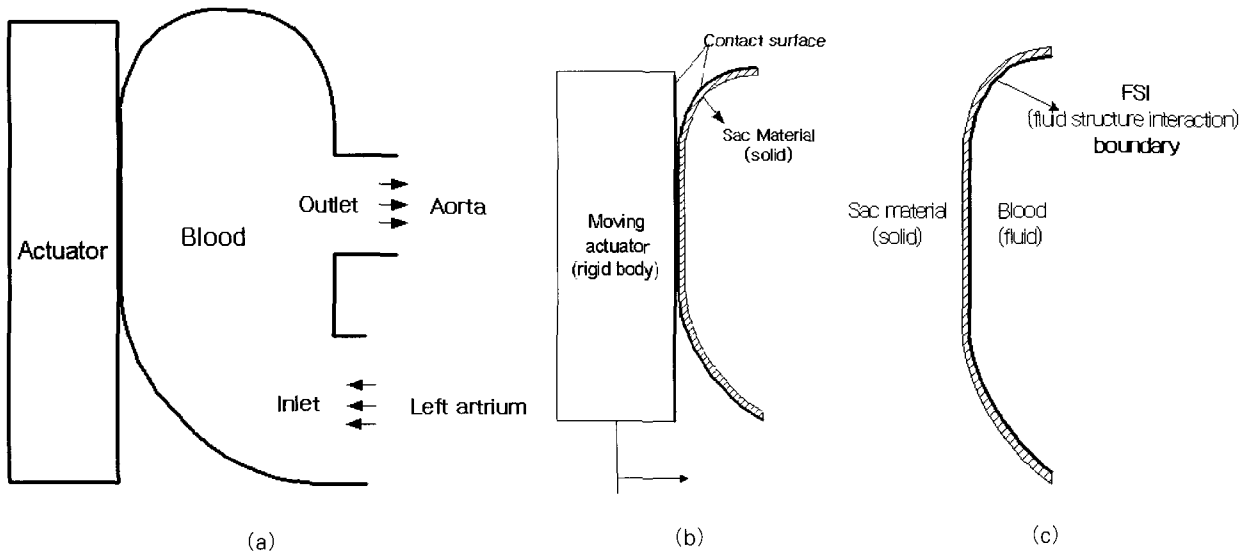


Fig. 2. Schematic of the computational model of the blood flow in the sac
 (a) Overall computational model (b) Rigid body-solid contact problem (c) Fluid-structure interaction problem

의 변수값을 나타내며, R은 외력항(external driving force)을 의미한다. 행렬방정식 (6)은 비선형이기 때문에 Newton-Raphson 방법이나 연속대입법(successive substitution method) 등을 이용하여 풀어야 한다.

ADINA 코드는 유체 영역과 고체 영역 사이의 상호작용을 모사하기 위하여 ALE(Arbitrary Lagrangian Eulerian) 방법을 사용한다. 이럴 경우 식 (2)에서 운동량 방정식은 격자의 움직임을 반영할 수 있도록 다음과 같이 변형되어야 한다[6].

$$\rho_f \left[\frac{\partial v_i}{\partial t} + \left(v_j - \frac{\partial d_j}{\partial t} \right) v_{i,j} \right] = \tau_{ii,j} \quad (7)$$

여기서 $\partial v_i / \partial t$ 는 움직이는 격자점에서 속도 성분의 시간 미분을 의미하며, $\partial d_j / \partial t$ 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.

본 연구에서는 강체인 구동 액추에이터와 혈액주머니 표면 재질과의 접촉문제를 고려하고 있다. ADINA 코드에서는 접촉문제 해석을 위하여 Lagrange multiplier method를 사용하고 있으며, 이에 관한 자세한 내용은 참고문헌[7]에 기술되어 있다.

한국형 인공심장 2차원 계산 모델

본 연구에서 도입한 수치적 모델에서는 혈액주머니에 대한 강체(구동 액추에이터)의 접촉효과와 혈액주머니와 혈류의 고체-유체 상호작용 등을 모두 고려하는 해석을 시도하였다. 이와 같이 복합적인 문제의 경우 3차원 해석은 매우 어렵다. 즉

3차원 접촉문제 그리고 고체-유체 상호작용까지 포함된 계산의 경우 과도한 컴퓨터 메모리와 긴 계산시간이 요구되기 되기 때문에 해석을 시도하기 매우 힘들다. 따라서 그 대안으로서 본 연구에서는 Fig. 1에 나타난 액추에이터의 운동방향에 평행한 단면을 택하여 2차원 해석을 수행한다. 이와 같은 비교적 간단한 2차원 문제를 통하여 인공심장 내 혈액 유동 분석에 필요한 고체-유체 상호작용 및 강체-고체간의 접촉문제에 대한 기본적인 자료를 얻을 수 있을 것이다.

Fig. 2는 본 연구에서 사용한 2차원 모델에 대한 개략도이다. 입구는 좌심방과, 출구는 대동맥 부분과 연결되어 있다. 그리고 강체-고체의 접촉문제에서는 두 표면의 접촉이 일어나는 접촉 표면(contact surface)을 설정하여야 하는데, 이는 Fig. 2(b)에 나타나 있다. 강체는 시간에 따라 규정된 직선운동을 하며, 최대 변위는 실험치를 사용하였으며 그 값은 약 30mm이다. 유체-고체 상호작용은 Fig. 2(c)에 나타나 있는데, 접촉면에서는 FSI(fluid-structure interaction) 경계조건을 설정한다.

본 연구에서는 Fig. 3과 같이 혈액주머니의 설계과정에 제시된 세가지 모델에 대한 수치적 해석을 수행하고 그 혈류역학적 특성에 대하여 조사하였다. 먼저 모델 A는 가장 초기에 제시된 형상으로서 유동해석 결과 여러 혈류역학적 문제점들을 지니고 있었다. 이것에 대한 자세한 내용은 다음 장에 언급되어 있다. 이러한 단점들을 줄이고 좀더 효율적인 형상을 만들기 위하여, 모델 B에서는 입구와 출구의 모서리에서 라운딩을 추가하였으며 혈액주머니 하부 돌출부의 면적을 줄였다. 모델 C는 모델 B의 혈액주머니 상부 돌출부 면적을 줄임으로써 정체영역의 생성에 의한 혈전생성 가능성을 줄이고자 하였으며, 입출구 모서리에서의 라운딩 곡률반경은 다른 모델들보다 더 크게 하였다.

수치해석에 사용된 혈액은 비압축성, 점성, 뉴턴 유체로 가

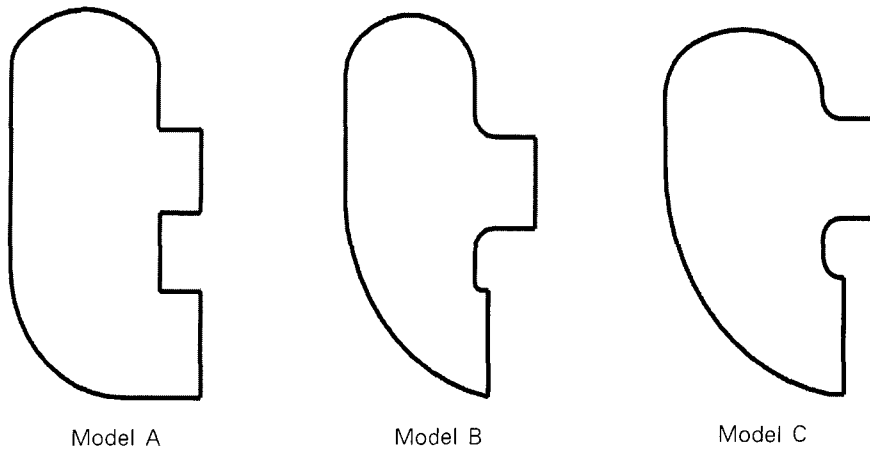


Fig. 3. Three computational models of the sac

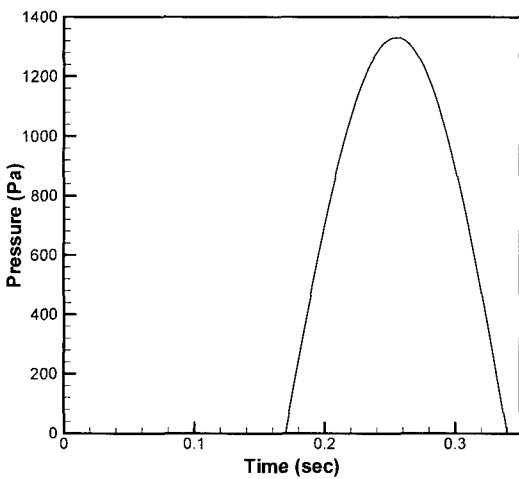


Fig. 4. Pressure boundary condition in the inlet according to one pump cycle

정하였으며, 밀도와 점성계수는 각각 일정한 값 $\rho_f = 1,000 \text{ kg/m}^3$, $\mu = 0,003 \text{ kg/m} \cdot \text{s}$ 을 가정하였다. 혈액주머니는 등방성 탄성 고무재질로 가정하였으며, 탄성계수 $E = 6.07 \times 10^6 \text{ Pa}$, 포아송비 $\nu = 0.49$, 밀도 $\rho = 1140 \text{ kg/m}^3$ 의 값을 사용하였다.

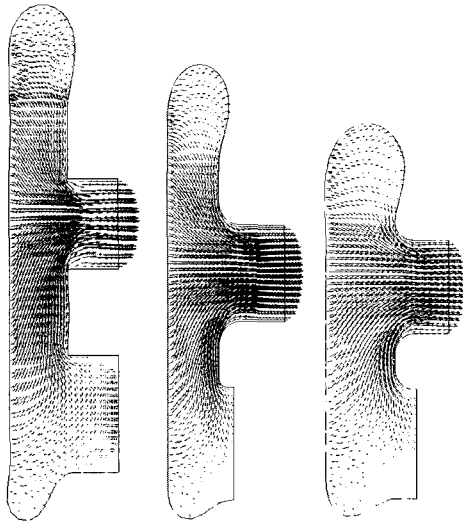
계산 결과 및 검토

2차원 인공심장 모델에서 한 주기 동안에 일어나는 상황을 개략적으로 살펴보면 다음과 같다. 먼저 액추에이터가 운동하면서 혈액주머니를 밀면 혈액주머니의 변형이 일어난다(수축기). 혈액주머니가 변형됨에 따라서 혈액이 출구로 빠져나가게 된다. 액추에이터가 원 상태로 복귀하기 시작하면, 혈액주머니는 자체의 탄성력과 상대적으로 높은 입구 압력에 의하여 이완하게 된다(이완기). 수축과 이완에 걸리는 시간은 각각 0.17 초로서 한 주기가 0.34초에 해당한다. 이는 인공심장의 박동수가 176일 때를 기준으로 한 것으로서, 인공심장이 다소 격렬하

게 동작할 경우이다. 즉 본 연구에서는 혈전생성의 확률이 높아지는 고박동수 상태에서의 혈류에 대한 해석을 수행하였다.

실제 인공심장의 혈액주머니 입출구에는 역류를 방지하기 위한 인공판막이 부착되어 있다. 그러나 본 연구에서는 주로 혈액주머니 내의 혈류 현상에 대한 결과를 얻기 위하여, 판막의 효과는 on/off 밸브로서 가정하여 단순화하였다. 즉 인공심장의 수축기에는 입구가 닫혀있고 출구는 열려있는 상태이다. 이 경우 입구 쪽에 벽 경계조건(wall boundary condition)을 적용하고 출구 쪽에는 normal traction free 조건을 부가하였다. 반대로 인공심장의 이완기에는 입구가 열리고 출구는 닫히게 된다. 이때에는 출구 쪽에는 벽 조건이 부가되고 입구에는 압력조건이 적용된다. Fig. 4에서 나타난 것처럼 입구에서의 시간에 따른 압력 경계조건은 이완기가 시작되는 0.17초 이후부터 사인함수를 사용하여 근사하였다. 비압축성 유동에서는 압력구배(pressure gradient)만이 지배방정식에 나타나며, 압력은 입구의 기준치에 대한 상대적 압력으로만 표시된다. 즉 입구에서 경계조건으로 주어지는 압력은 실제로는 기준치에 상대적인 압력차(pressure difference)를 의미한다. Om 등[5]의 실험적 관찰에 의하면 한국형 인공심장의 혈액주머니에서 발생하는 입구와 출구사이에서 발생하는 압력차는 약 10 mmHg인 것으로 관찰되었다. 따라서 여기에서는 출구에서의 압력을 기준치로 하여 이완기 동안의 입구 경계조건을 최대 압력이 1332 Pa(10 mmHg)인 사인함수 형태로 가정하여 설정하였다. 혈액주머니의 수축/이완과 관련하여 수축 완료 시점에 액추에이터는 최대 변위에 도달하고 밸브의 개폐도 이때 일어난다(시간 $t = 0.17$ 초). 즉 출구는 닫히게 되어 벽 조건으로, 입구는 열리게 되므로 벽 조건에서 Fig. 4의 압력 조건으로 바뀐다.

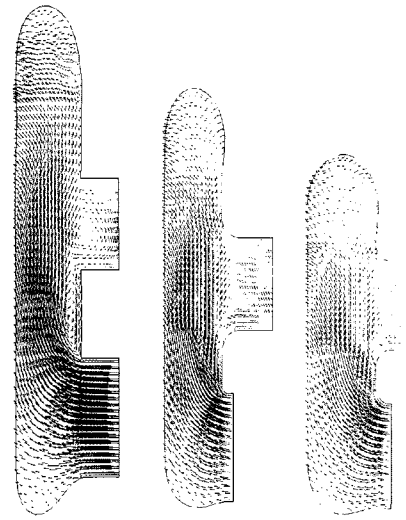
Fig. 5에서는 수축기에서의 속도벡터를 나타낸 것이다. 수축 시에는 주 유동이 출구 쪽으로 향하고 있으며, 닫혀있는 입구 근처에서는 정체유동영역(stagnated flow region)이 관찰된다. 모델 A의 경우 (Fig. 3(a)) 출구 쪽 모서리 부근에 유동의 박리(flow separation)가 발생하고 이로 인해 출구의 실질적 유로면적이 줄어드는 베나콘트랙타(Vena Contracta) 현상이 발



(a) Model A (b) Model B (c) Model C

Fig. 5. Velocity vectors in the contraction of the sac

생한다. 모델 B와 모델 C의 경우 출구 모서리에서 라운딩이 되어 있기 때문에 박리현상은 발견되지 않는다. 모델 A와 B의 경우, 수축 시 혈액주머니 상부 돌출부에서 정체영역이 형성되고 있고, 이는 이곳에서의 혈전 형성 가능성을 높이게 된다. 따라서 모델 C에서는 이를 개선하기 위하여 상부 돌출부의 크기를 줄인 것이다. Fig. 6는 이완기에서의 속도를 나타낸 것이다. 이완기에는 출구는 닫히게 되며 입구로 들어오는 혈류가 주유동이 된다. 특이한 사실로서 모델의 종류에 상관없이 출구 쪽에서 재순환 유동 영역(recirculating flow region)이 관찰된



(a) Model A (b) Model B (c) Model C

Fig. 6. Velocity vectors in the relaxation of the sac

다. 이는 혈액주머니 아래의 입구에서 나온 혈액이 닫힌 출구의 모서리를 지나 상부돌출부 쪽으로 흐르며 이 과정에서 출구 쪽 모서리에서 유동의 박리가 발생하기 때문이다. Fig. 6(a)에서 보듯이 모델 A의 경우 모델 B, C와는 달리, 입구와 출구 사이의 벽면 근처에서 또 하나의 재순환 유동이 발생한다. 이것은 출구와 입구에서 라운딩이 되어 있지 않기 때문에 생기는 현상으로서 이 부근에서 혈전이 생성될 가능성이 높다.

Fig. 7과 8은 각각 수축기와 이완기에서 전단응력의 절대값 분포를 나타내고 있다. 그림에서 최대값과 최소값은 각각 세모

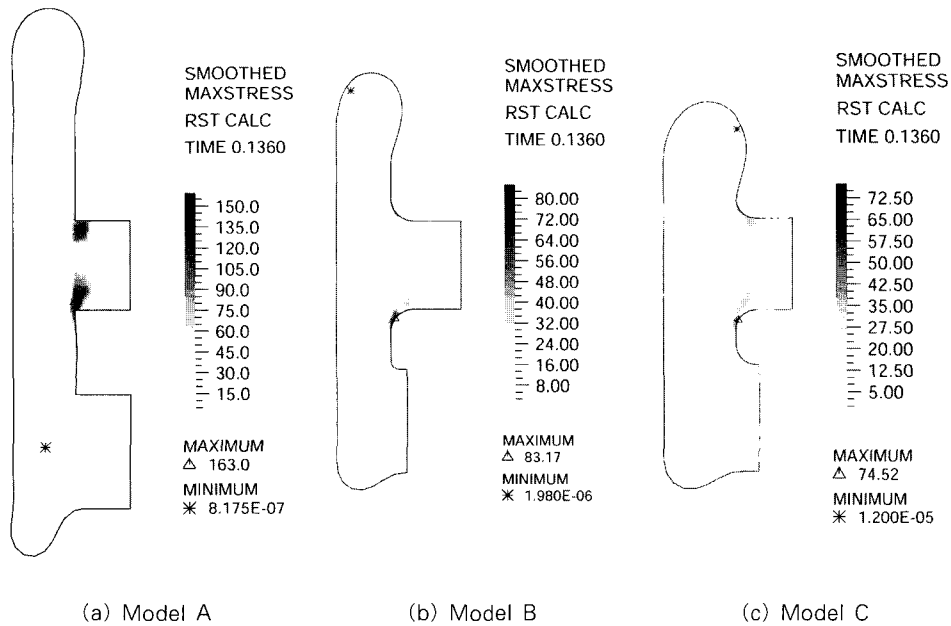


Fig. 7. Distribution of shear stress in the contraction of the sac

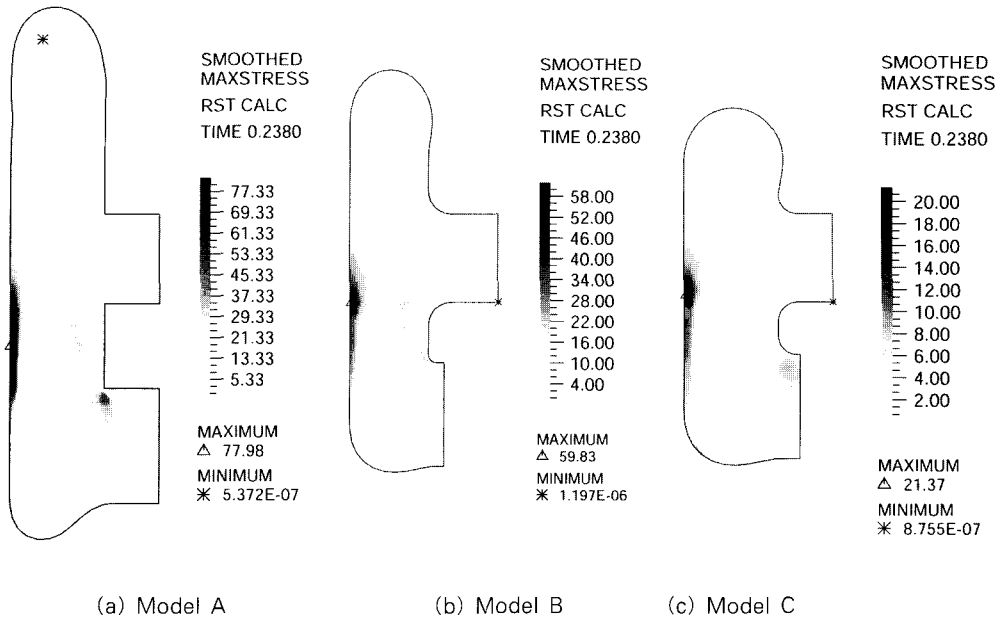


Fig. 8. Distribution of shear stress in the relaxation of the sac

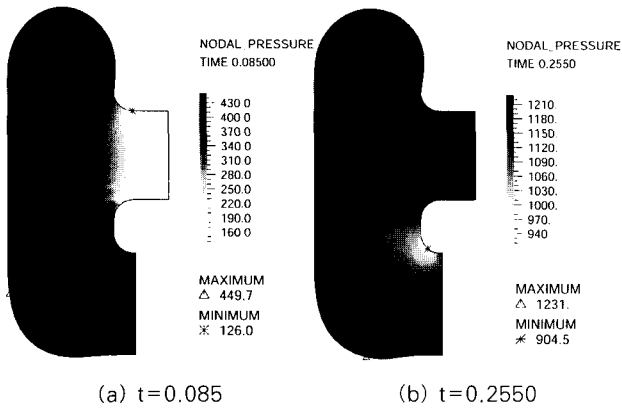


Fig. 9. Pressure distributions according to time within the blood sac of the Model C (a) at the initial stage of the contraction, and at the middle of the relaxation of the sac

표와 별표를 이용하여 나타내었다. 2차원의 경우 전단응력의 방향에 따라서 부호가 결정된다. 그러나 혈전생성이나 용혈현상의 관점에서 볼 때 전단응력의 방향보다는 크기가 더 중요하기 때문에 여기에서는 절대값의 분포만을 표시하였다. 먼저 모델의 종류에 상관없이 수축시 전단응력이 가장 큰 곳은 출구의 아래 모서리 근처에 있다. 반면 최소 전단응력 값의 위치는 모델에 따라서 약간 달라지는데, 모델 A의 경우는 아래 입구 부근에서 관찰된다. 반면 모델 B와 C의 경우에는 상부 돌출 부분에 위치한다. 전단응력의 최대값은 모델 A의 경우가 다른 모델들에 비해서 현격하게 크며, 모델 C가 가장 작다. 혈액주머니의 이완시에는 액추에이터와의 접촉면 부근에서 전단응력이 최대치를 가지게 되며, 입구 부근에서의 전단응력 값도

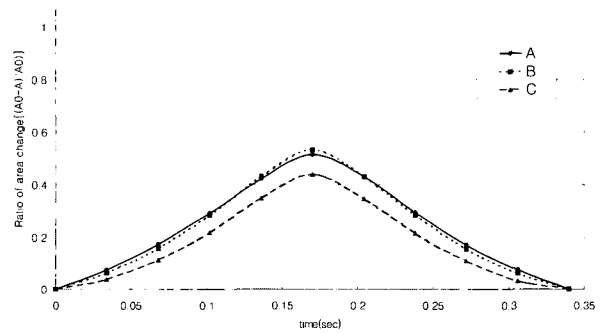


Fig. 10. Internal area change of the blood sac according to time

상대적으로 높다. 그리고 이때 주로 상부 돌출부와 출구와 접하고 있는 곳에서 전단응력이 작은 정체영역을 이룬다. 모델 A의 경우 상부 돌출부에, 모델 B와 C의 경우 출구와 접한 아래 모서리에서 전단응력의 최소값이 관찰된다.

Fig. 9는 모델 C의 시간에 따른 압력 분포를 나타낸 것이다. 우선 수축의 초기 단계인 $t=0.085$ 에서는 출구 근처에서 압력이 상대적으로 낮으며, 입구 근처에서는 압력이 상대적으로 높다. 그리고 출구 부근에서 압력 구배(pressure gradient)가 크다는 것을 알 수 있다. 반면, 이완기의 말기 단계인 $t=0.2550$ 에서는 주로 상부와 하부의 돌출부에서 압력이 높으며, 아래 입구의 모서리 부근에서 압력이 상대적으로 매우 낮다. 이 경우 압력 구배는 주로 입구에서 출구로 가는 모서리 부근에서 크게 나타남을 알 수 있다.

Fig. 10에서는 시간에 따라서 액추에이터에 의해서 수축되었다가 다시 이완되는 혈액주머니의 내부 면적 변화를 표시한

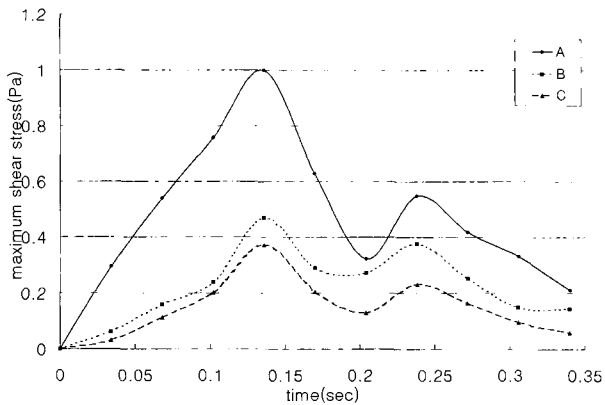


Fig. 11. Variation of maximum shear stress in the sac according to time

것이다. 여기에서 A0는 각 모델의 변형전 초기 면적을 의미한다. 모델 A와 B의 경우는 거의 비슷한 면적 변화를 보여 주고 있으며, 모델 C는 면적 변화율이 다른 모델에 비해 상대적으로 작다. Fig. 11은 시간에 따른 모델별 최대 전단응력을 나타낸 것으로서, 모델의 종류에 관계없이 수축기 및 이완기에 각각 하나씩의 봉우리를 가진다. 먼저 모델 A의 경우 수축기에서 최대 전단응력이 발생하는데, 그 값은 이완기의 그것에 비하여 월등히 크다. 모델 A의 경우, 수축시 출구에서 베나콘트랙타 현상이 발생한다. 이때 출구의 목(throat)에서 좁아진 유로 때문에 강한 전단응력이 생기며, 이로 인하여 이완시의 최대 전단응력보다 월등히 커지게 된다. 모델 B와 C의 경우 출구 모서리의 라운딩으로 인하여 수축시의 최대 전단응력이 모델 A에 비하여 작다. 혈액주머니의 이완시 발생하는 최대 전단응력은 모델 A가 가장 크며 모델 C가 가장 작다. 즉 모델 C가 최대전단응력의 크기를 줄이는 디자인임을 확인할 수 있다.

결 론

본 연구에서는 한국형 인공심장 혈액주머니 내의 혈액 유동에 대한 수치적 연구를 수행하였다. 계산 모델에서는 혈액주머니의 형상을 2차원으로 단순화하였으며, 혈액은 비압축성 점성 유체로 가정하였다. 한국형 인공심장에서 발생하는 역학적 현상들을 기술하기 위하여 액추에이터가 혈액주머니를 눌러주는 과정을 접촉문제로 가정하였으며, 혈액주머니와 혈류의 상호작용은 유체-고체 상호작용 문제로서 모델링하였다. 이를 해석하기 위하여 상용 유한요소 해석코드인 ADINA를 사용하였다. 본 연구에서는 한국형 인공심장의 3가지 2차원 모델에 대하여 수치적 해석을 수행하고 그 혈류역학적 특성을 분석하였다. 수치해석은 수축기와 이완기로 이루어지며, 수축기에는 출구로의 강한 유출이 발생하며, 이완시에는 출구가 닫혀있으며, 입구에

서 혈류가 유입되어 혈액주머니를 채운다. 수축시는 입구 및 상부 돌출부에서 정체영역이 발생하며, 출구에서는 강한 유동으로 인하여 전단응력의 값이 매우 커지게 된다. 이완시는 출구에서 재순환영역이 발생하며 액추에이터와의 접촉면 및 입구 부근에서 전단응력의 값이 매우 커진다. 전체 계산시간에서 최대 전단응력은 주로 수축기에 발생하는데, 모델 A의 경우가 가장 값이 크며, 모델 C가 가장 작은 것으로 확인되었다.

참 고 문 헌

1. J.K. Chang, B.G. Min, I.Y. Kim, H. C. Kim, J. R. Roh, and D.C. Han, "A Human Model of the Moving-Actuator Type Total Artificial Heart(TAH)", Artificial Heart, Vol. 4, 1993
2. Sun, K, Min B.G., and Son, H.S., "Development of a totally Implantable Korean biventricular assist device and a unique surgical approach for ventricular assist device implantation (Korea University Technique)", Japanese J. Thorac. Cardiovasc. Surg., vol. 49 (suppl.), pp.203, 2001
3. Min, B.G., Kim, H.C., Choi, J.W., Ryu, G.H., Seo, K.P., Rho, J.R., Ahn H., Kim, S.W., Diegel, P.D., and Olsen, D., "A Moving-Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart-Part I: Linear Type and Mock Circulation Experiments", IEEE Transactions On Biomedical Engineering. Vol. 37. No. 12 december 1990
4. Kim, H.C. and Min, B.G., "Cardiac Output Regulation in the Moving Actuator Total Artificial Heart Without a Compliance Chamber", ASAIO Journal 1992;38:846-850
5. Om K.S., Jo Y.H., and Min B.G., "Static state hemodynamic variables estimation model for the moving-actuator type total artificial heart. Part II - Aortic pressure estimation", Int. J. Artif. Organs, 1999;22(2):108-12
6. K. J. Bathe, H. Zhang and M. H. Wang, "Finite Element Analysis of Incompressible and Compressible Fluid Flows with Free Surfaces and Structural Interactions", Computers and Structures, Vol. 56, No. 2, pp. 193-213, (1995)
7. Bathe, K.J., Finite Element Procedures, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA, 1996