

한국형 인공심장의 시스템 및 혈류해석에 관한 연구

Study on the analysis of system and hemodynamics of the Korean artificial heart

심 은보⁽¹⁾, 고 형 종⁽¹⁾, 윤 찬현⁽²⁾, 민 병구⁽³⁾

E. B. Shim, H. J. Ko, C. H. Youn, B. G. Min

Flow in the blood sac of the Korean artificial heart is numerically simulated by finite element method. Fluid-structure interaction algorithm is employed to compute the 3D blood flow interacting with the sac material. The motion of the actuator is simplified by a time-varying pressure boundary condition imposed on the outer surface of the sac. Numerical solutions show that there are a strong flow into the outlet and a stagnation flow near the inlet during systole. Shear stress distribution is also delineated to assess the possibility of thrombus formation.

1. 서 론

한국형 인공심장은 서울대학교 의과대학의 민병구 교수 팀에 의해 1984년 처음 개발된 이후, 인체 이식을 위한 많은 연구가 진행되어 왔다. 지금까지 동물을 대상으로 한 많은 실험이 이루어진 바 있으며, 최근에는 최초의 인체에의 이식실험이 성공적으로 수행된 바 있다[1,2,3]. 현재는 개발 초기의 설계 목적인 완전 이식형 인공심장으로서의 기능 뿐 아니라 양심실 혹은 좌심실 보조장치로서의 기능을 전부 수행할 수 있도록 개량되었다. 이와 같은 기능의 다양화는 한국형 인공심장의 성공적인 실용화에 크게 기여하게 될 것이다.

그 동안의 많은 실험과 연구를 통하여 밝혀진 인공심장의 문제점 중의 하나가 바로 혈전생성(thrombus formation)과 이에 의한 색전증(embolism)의 발현이다. 혈전생성은 혈액주머니 내의 혈액에 과도한 전단응력 및 정체영역과 재순환영역의 발생과 밀접한 관련이 있는 것으로 알려져 있기 때문에 이를 해결하기 위해서는 혈액주머니 내의 혈액 유동에 대한 자세한 해석이 요구된다. 또한 인공심장 이식 환자의 혈류역학 및 생리학적 상태에 대한 시스템적 분석연구가 요구되고 있다. 이는 이식 후 환자의 생리학적 상태 변화를 추론하고, 환자의 생존을 향상을 위한 여러 선제적 조치들을 위한 판단 근거로서 사용될 수 있으며, 이에 관련된 다양한 실험적 연구가 진행된 바 있다. 실험 및 임상적 연구와 병행하여 인공심장의 혈류해석 및 시스템 분석을 위한 이론적 연구들이 진행된 바 있으며, 여기에서는 이와 관련된 여러 연구방법 및 결과들을 소개하고자 한다.

2. 한국형 인공심장의 3차원 혈류 해석

2.1 한국형 인공심장 개요

한국형 인공심장은 1984년에 개발된 이래로 많은 설계변경과 수정을 거친 바 있으며 가장 최근의 모델로는 다음 Fig. 1과 같이 선인장 형태의 외관을 지니고 있다. 또한 인공심장 내부 구조로는 중심에 전기구동식 moving actuator, 양쪽에 심장의 심실역할을 대행하는 혈액주머니가 좌우에 있다. 즉 폴리머 재질로 제작된 혈액주머니의 내부에 혈액이 actuator와의 접촉작용에 의하여 에너지를 얻게 된다. 혈류는 혈액주머니의 출구 및 입구를 통하여 인체의 좌우 심방 및 대동맥, 폐동맥으로 연결된

- 1) 금오공과대학교 기계공학부, 경북구미시 신평동 188
- 2) 한국정보통신대학교(ICU) 공학부
- 3) 서울대학교 의과대학 의공학과



다. 물론 입출구에는 심장판막과 유사한 역할을 하는 4개의 floating type의 polymer valve가 부착되어 있다. 인공심장은 환자의 상태에 따라서 박동수를 조절하는 제어기능을 가지고 있으며, actuator 내부에 이러한 제어가 내장되어 있다.

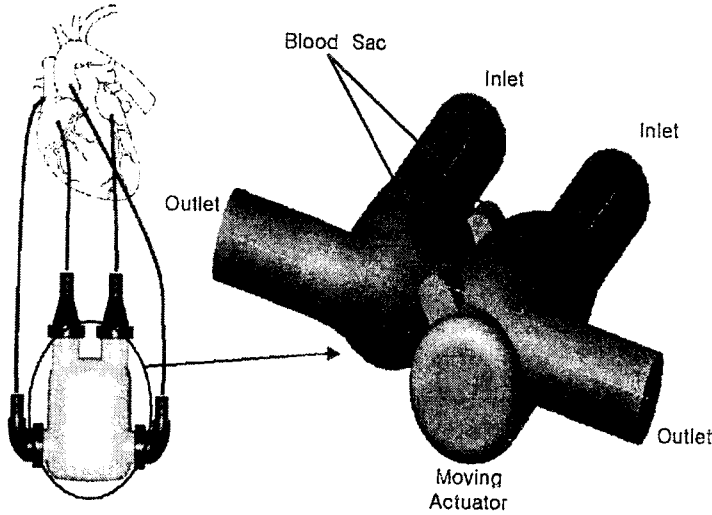


Fig. 1 Schematic of the Korean artificial heart

2.2 한국형 인공심장 혈류역학에 대한 수치적 해석

다음인공심장 혈액주머니에서의 혈류를 분석하기 위해서는 Fig. 2에 나타난 바와 같이 여러 가지 다양한 분야의 기술들이 요구된다.

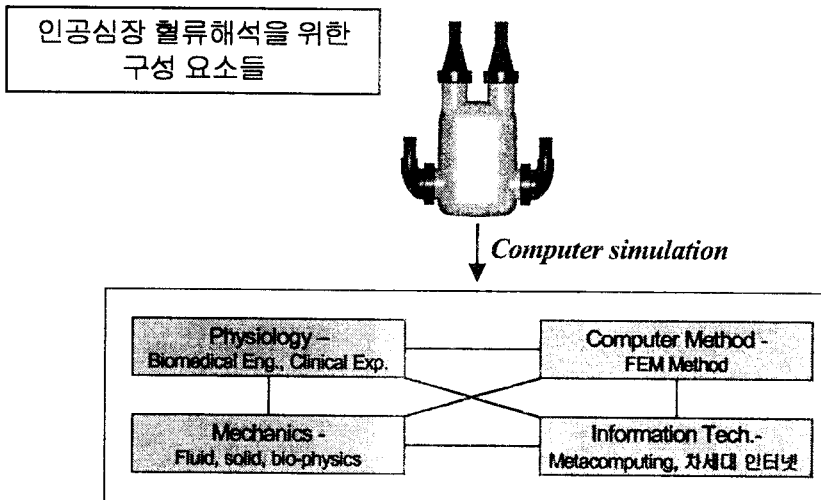


Fig. 2 Several fields related to computational analysis of hemodynamics of the Korean artificial heart

우선 혈류유동장을 해석하기 위한 입구와 출구에서의 유량 또는 압력 경계조건이 필요하며, 이는 실험 데이터로부터 구해질 수 있다. 그러나 실제로 이와 같은 데이터는 가변성이 크며 측정이 용이하

지 않기 때문에 궁극적으로는 인공심장 부착시의 전체 심혈관계에 대한 이론적 모델링이 필요하며 이를 통하여 시간에 따른 경계조건을 산출할 수 있다. 그리고 물론 혈류유동장 해석을 위한 3차원의 역학적 모델이 필요하며, 동시에 효율적인 계산을 위한 metacomputing 등과 같은 첨단정보 통신기술의 적용이 요구된다.

여기에서는 우선 혈류의 역학적인 작용을 해석하기 위한 수치적 방법을 설명한다. 인공심장 내에서 3차원적 혈액 유동은 actuator의 구동에 의해서 생겨나는데, 이 유동을 해석하려면 강체인 actuator, 고체 재질로 이루어진 혈액주머니, 그리고 유체인 혈액주머니 내의 혈액에 대한 복합적인 접근이 필요하다. 그러나 강체(actuator)와 고체(혈액주머니 재질)간의 접촉문제(contact problem)를 포함할 경우 너무 과도한 계산시간이 필요하기 때문에 본 연구에서는 actuator의 작용을 고체재질 외벽에 작용하는 시간변동 압력조건(time-varying pressure condition)으로서 가정한다(Fig. 3).

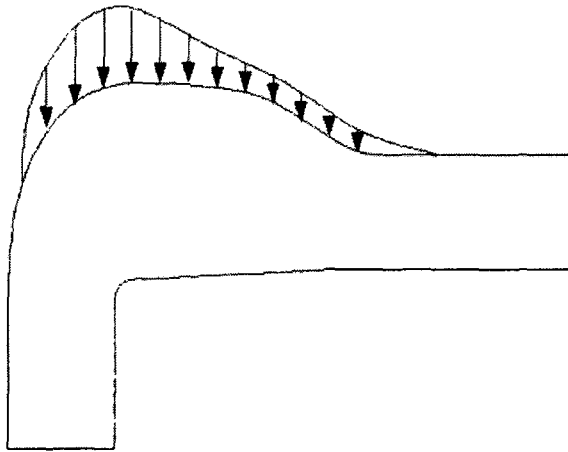


Fig. 3 Time varying pressure condition on the sac surface

즉 혈액주머니 내의 혈류를 해석하기 위하여 3차원 비정상 유체-고체 상호작용 문제를 해석한다. 이를 위하여 유한요소 상용코드인 ADINA를 사용한다. 이 코드는 1980년대 초에 구조해석용으로 개발되었으며, 그 이후 열-유체 및 유체-고체 상호작용 해석을 위한 프로그램으로 발전되었다[4].

3. 한국형 인공심장의 심혈관계(cardiovascular system) 시스템 해석

인공심장 내의 혈류는 인공심장의 박동상태와 밀접하게 관련되어 있다. 즉 인공심장 내의 혈류는 연결된 인체 혈관시스템의 부하상태 및 심박동수 등에 의해서 영향을 받게 된다. 따라서 인공심장내의 혈류를 수치해석적으로 풀기 위해서는 이와 연결된 혈관계의 혈압 또는 유량 등과 같은 경계조건이 필요하며 이의 정확한 추정을 위해서는 인공심장 및 인공심장과 연결된 전체 혈관순환계에 대한 생리학적 모델링이 불가피하게 된다.

즉 이와 같은 인체전체 심혈관계의 시스템 모델링을 구현하기 위해서는 여러 가지 조건들을 고려하여야 한다. 심혈관계(cardiovascular system)의 혈류역학적 변화를 좌우하는 요인들로는 심장의 활동상태, 혈관과 혈액의 역학적 특성 및 신경계와 호르몬에 의한 자율조절기능이 있으며, 이들의 상호작용에 의해 신체의 혈액흐름이 결정된다[5]. 지금까지 심혈관계의 혈류역학(hemodynamics)과 이의 자율조절기능에 대한 수많은 생리학적 연구들이 수행된 바 있으나 아직까지도 많은 사실들이 규명되지 않은 채로 남아있다. 특히 신경계의 단기적 자율조절기능(short-term autoregulation)에 의한 혈류역학적 변화는 여러 가지 요인들을 통해서 다양한 경로로 작용하며, 매우 복잡한 상호작용 메커니즘을 내포하고 있다. 여기에서는 인공심장 이식시의 심혈관계의 혈류역학적 현상들을 분석할 수 있는 거시적 수치적 모델을 개발하였다. 이것은 lumped parameter model을 기반으로 하고 있으며, 인공심

장 이식 후 인체의 주요 혈관계 부분들을 모사하는 12개의 요소들로 구성되어 있다(Fig. 4).

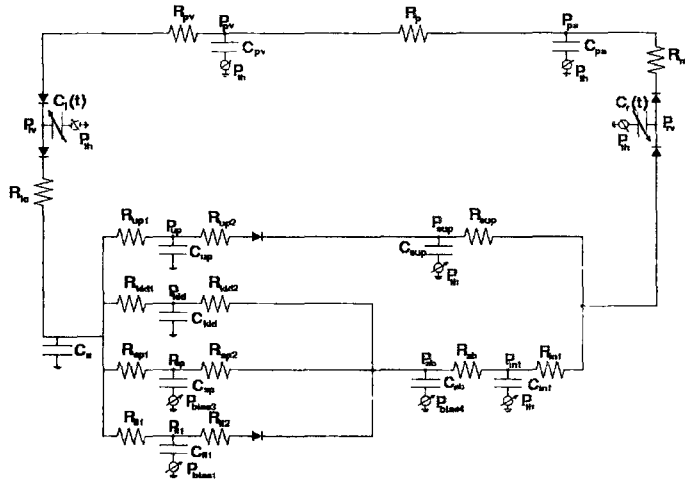


Fig. 4 Circuit diagram of the lumped parameter model for human cardiovascular system.

특히 본 연구에서는 출혈, 중력스트레스 등과 같이 순환계의 돌발적인 혈류역학 변화를 해석하기 위하여 조직세포 쪽의 요소들을 좀 더 세분화하였다. 이를 통하여 포함된 모든 요소들을 전기회로 상분으로 표현하고, 역학적 법칙을 적용하면, 이로부터 혈류역학적 변수들에 관한 상호 관계식이 유도된다. 이것은 최종적으로 연립 상미분 방정식으로 표현되며, 이를 풀면 시간에 따른 혈류역학적 변수들의 값을 구할 수 있다.

본 연구에서는 인공심장을 포함한 전체 혈류역학적 요소들에 대한 처리 뿐 아니라 이들과 상호작용하고 있는 신경계의 단기적 자율기능에 대한 내용을 포함하고 있다. 특히 단기적 자율조절 기능에서는 arterial baroreflex system에 대한 모델을 포함하고 있다(Fig. 5). 또한 자율조절 기능의 구현에 있어 자극과 반응의 메커니즘 및 이와 연관된 신경질의 전달 특성을 생리학적인 데이터에 기초하여 모델링하였다.

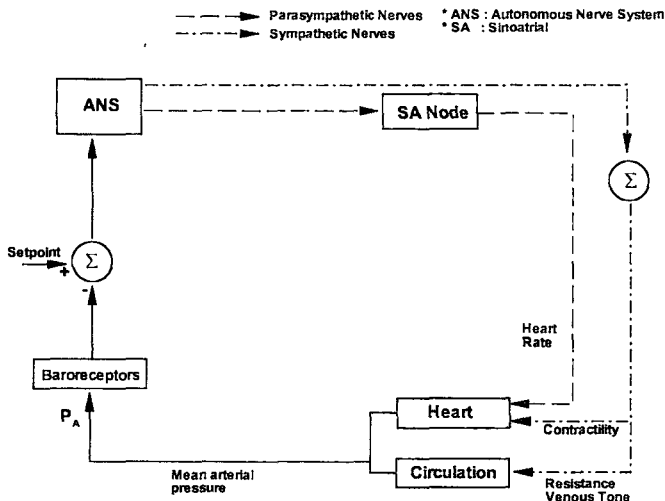


Fig. 5 Short term control for hemodynamic autoregulation

4. 계산결과 및 검토

인공심장 혈액주머니의 박동은 수축기와 이완기로 구성된다. 즉 수축기에는 actuator의 pushing으로 인하여 혈액주머니가 수축하며, 이때 입구의 valve는 닫히며 출구는 개방되어 내부의 혈류가 유출된다. 이완기에는 actuator가 원래의 위치로 되돌아가며 수축되었던 혈액주머니에 혈액이 채워진다. 이 경우 입구는 열리고 출구는 닫힌 상태를 유지한다. 다음 Fig. 6은 혈액주머니의 원래의 상태(좌측)와 최대로 변형되었을 경우(우측)의 표면격자를 표현한 것이다.

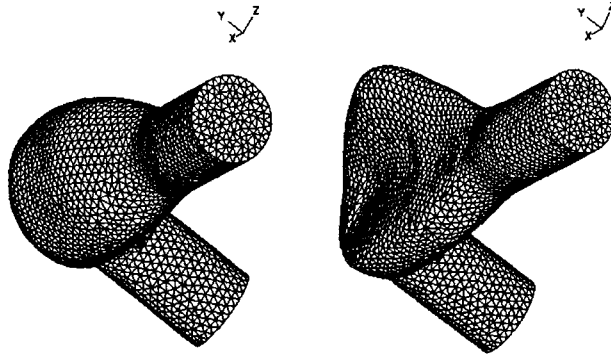


Fig. 6 Original and maximally deformed shape of the blood sac

혈류해석을 위해서는 입구와 출구에서 시간에 따른 경계조건이 필요한데, 이를 위하여 심혈관계의 시스템 분석 결과가 이용된다. 본 연구에서는 3장에서 설명된 인공심장부착시의 심혈관계 모델링을 JAVA언어를 이용하여 구현하였다. 다음 그림 Fig. 7은 JAVA로 구현되어 인터넷상에서 참조할 수 있는 심혈관계의 계산 결과를 나타낸 것이다.

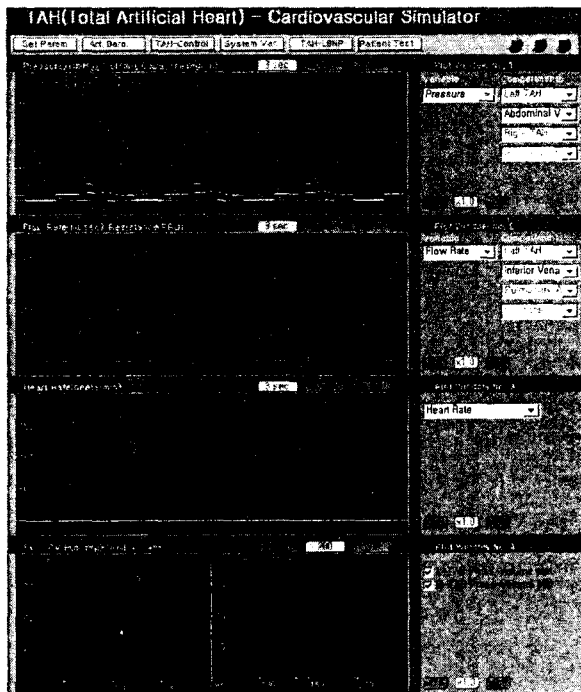


Fig. 7 Simulated results on cardiovascular system using lumped parameter model

입구에서는 좌심방(혹은 폐정맥으로 부터)에서의 유량, 출구에서는 시간에 따른 대동맥의 압력을 경계조건으로 사용한다.

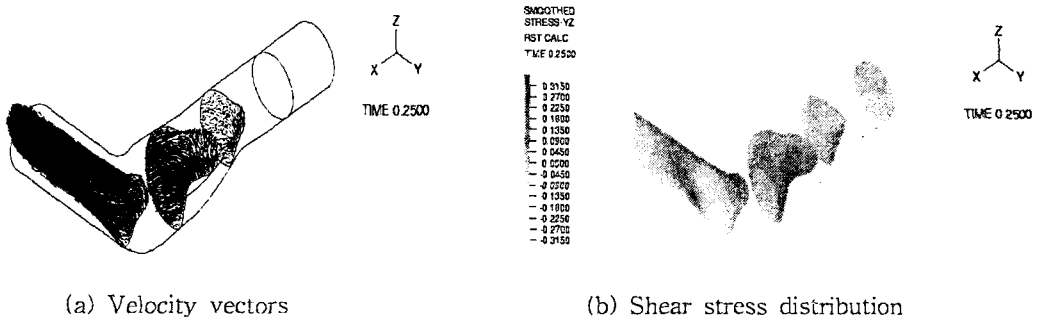


Fig. 8 Computed results in systolic phase

Fig. 8은 수축기의 한순간에서의 속도 및 전단응력 분포를 표시한 것으로서 출구로의 빠른 유동 및 출구 벽면 근처에서의 강한 shear stress를 볼 수 있다. 이완기에는 반대로 입구 쪽에서 내부로의 유동 및 입구벽면 근처에서의 강한 전단응력 분포가 나타난다.

5. 결론

본 연구에서는 한국형 인공심장 해석을 위한 3차원 고체-유체 상호작용 모델을 제시하였으며, 이를 이용하여 인공심장 혈액주머니 내의 3차원 혈류에 대한 수치적 계산을 수행하였다. actuator와 혈액주머니 재질간의 접촉문제는 시간에 따라 변하는 압력경계조건으로 대치하였으며, 3차원 비정상 고체-유체 상호작용 문제로서 접근하였다. 경계조건 설정을 위하여 인공심장 부착 환자의 전체 심혈관계에 대한 생리학적 모델을 구현하였다.

참고문헌

- [1] Min, H.G., Kim, H.C., Choi, J.W., Ryu, G.H., Seo, K.P., Cho, J.R., Ahn, H., Kim, S.W., Diegel, R.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*, 1990;37.
- [2] Ora K.S., Jo Y.H., and Min H.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
- [3] Sun, K., Min H.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.*, 2001;49 (suppl.), pp.203, 2001.
- [4] Bathe, K.J., Zhang, H., Wang, M.H., Finite Element Analysis of Incompressible and Compressible Fluid Flows with Free Surfaces and Structural Interactions, *Computers and Structures*, 1995;56, No. 2/3, 193-213.
- [5] Heldt T, Shim E.B., Kamm R.D., Mark R.G., Computational modeling of cardiovascular response to orthostatic stress., *J Appl Physiol*. 2002;92(3):1239-54.