

혈관계 시스템 모델과 CFD의 결합을 통한 관상동맥 내 혈류의 수치적 해석 Numerical analysis of the blood flow in coronary artery combining CFD method with the vascular system modeling

°심 은보¹⁾, 박 명수²⁾, 고 형종¹⁾, 김 경훈¹⁾

Eun Bo Shim, Myung Soo Park, Hyung Jong Ko, Kyung Hoon Kim

For the simulation of the blood flow in coronary artery, the system modeling of coronary hemodynamics is combined with CFD technique. The blood flow in coronary artery interacts with the global coronary circulation. Especially in case of the coronary artery with stenosis, the interaction plays an important role in the hemodynamics of the circulation. In this study we present a combined numerical approach using both the CFD technique for flow simulation and the global system model of coronary circulation. We use a lumped parameter model for the global simulation of coronary circulation whereas the finite element method is employed to compute the viscous flow field in stenosed coronary artery. The time variation of the pressure drop due to stenosis is obtained from the proposed numerical method. Numerical results shows that the flow resistance and pressure drop due to stenosis has a relatively large value in systole.

1. 서론

Stenosis에 의한 관상동맥(coronary artery)의 막힘 현상은 생명을 위태롭게 하는 매우 심각한 질환으로서 이를 분석하고자 하는 많은 연구들이 있어왔다. 즉 stenosis에 의한 유동저항 증가와 이로 인한 관상혈관계로의 혈류 감소는 심장 근육에 대한 산소공급을 어렵게 하며 이는 심각한 심장질환의 주된 원인이 되고 있다.

이러한 관상순환계에서 stenosis의 영향을 분석하고 이를 해석하기 위한 많은 이론적인 연구들이 이루어진 바 있다. 이러한 기존의 이론적 연구들을 크게 둘로 나누면 전체 관상순환계의 시스템적인 해석[1]과 stenosis 부근 혈류에 대한 미시적 관점의 유체유동 해석[2]을 들 수 있다. 전자는 관상순환계의 각 구성요소를 전기회로 형식으로 표현하고, 이를 시간에 대해서 순차적으로 풀어서 해를 구하는 방법이고, 후자는 전산유체역학적인 방법을 사용하여 stenosis 부근의 혈류를 해석하는 것이다. 그런데 지금까지 기존의 연구들은 각각 한정된 제약조건 속에서 만 이루어져 왔다.

1) 금오공과대학교 기계공학과 경북 구미시 신평동 188 번지

2) 금오공과대학교 기계공학과 대학원



즉 시스템 시뮬레이션의 경우에는 stenosis로 인한 유체역학적 유동저항 변화를 고려하지 못하고 있다. stenosis에 의한 유동저항은 혈류의 유체역학적 상황변화에 따라서 좌우되며 이는 궁극적으로 전체 관상순환계와 연관되어 있다. 반면 CFD를 활용한 유체역학적 해석에 요구되는 입구와 출구의 경계조건은 전체 관상 순환 시스템으로부터 결정되는 가변적인 변수가 된다. 실제적으로는 stenosis 부근의 유체역학적 변화는 전체 관상동맥계에 영향을 주게 되며, 이는 또한 stenosis 부근 유체 유동 해석 영역의 경계조건을 변경시킨다. 즉 관상순환 시스템과 stenosis 부근의 유체 유동은 서로 상호작용을 일으키게 된다. 그러나 지금까지 대부분의 연구들은 이러한 상호작용을 배제한 채로 하나의 독자적인 코드만을 사용하여 문제를 해석하였는데, 이는 결과의 현실성을 저해하는 주된 요인 중의 하나이다.

따라서 본 연구에서는 이를 해결하고 좀 더 정확한 혈류역학 결과를 얻기 위하여 관상순환계의 시스템 분석모델과 CFD 방법을 복합적으로 사용한 수치해석 방법을 제시하고자 한다. 그리고 이를 이용하여 관상동맥에 stenosis가 있는 축더칭 문제에 대한 시스템적 분석 및 국부 유체유동에 대한 수치적 해석을 시도한다.

2. 수치해석 방법

2.1 관상순환계 해석을 위한 Lumped parameter 시스템 모델

관상순환계(coronary circulation)는 전체 심장혈관계의 일부로서 이에 의해 지대한 영향을 받고 있다. 따라서 본 연구에서는 전체 심장혈관계의 조직순환계(systemic circulation)를 관상순환계와 이를 제외한 이외의 조직순환계로 양분하였다(Fig. 1). 이때 사용한 전체 심장혈관계 시스템 모델은 본 연구자 등에 의해 개발되었으며, 우주비행사의 심장혈관계가 무중력상태에 반응하는 메커니즘 분석[3], 그리고 우심실 절제수술(Fontan procedure)을 받은 환자의 심장혈관계의 반응 상태를 분석하는데 사용된 바 있다[4]. 이 모델은 Davis[5]등의 연구를 바탕으로 하고 있으며, 크게 보아서 동맥(arteries), 정맥(veins), 그리고 폐 순환계로 이루어지는 lumped parameter 모델로 분류된다. 이때 이 모델에는 인체의 단기적 자율조절을 모사하기 위한 baroreflex system과 cardiopulmonary reflex system과 같은 제어 메커니즘들이 내포되어 있다.

인체의 관상순환계는 동맥, 소동맥(arteriole), 모세혈관(capillaries), 소정맥(venules), 그리고 정맥으로 이루어지며 이들은 Fig. 1에 표시된 수치적 모델에서는 전기회로적인 요소들로 표현되어 있다. 이 그림에서 하첨자 'st'는 stenosis를, 'coa'는 coronary artery를, 'coc'는 coronary capillaries, 'cov'는 coronary veins를 각각 의미한다. 또한 'C'는 capacitance를, 'R'은 resistance를 의미한다. 각 절점에 대해서 Kirchhoff의 법칙을 써서 각 절점 압력들을 구하면 다음과 같은 일차 연립 미분방정식이 나온다.

$$dp/dt = Ap + b \quad (1)$$

여기에서 p 는 각 부분들의 압력을, A 는 계수 매트릭스, b 는 시스템에 대한 입력이다. 위의 식을 Runge-Kuuta 방법으로 풀면 각 시간에서의 압력 값들을 계산할 수 있다. 그리고 이로부터 각 요소에서의 혈류 유량을 구할 수 있다.

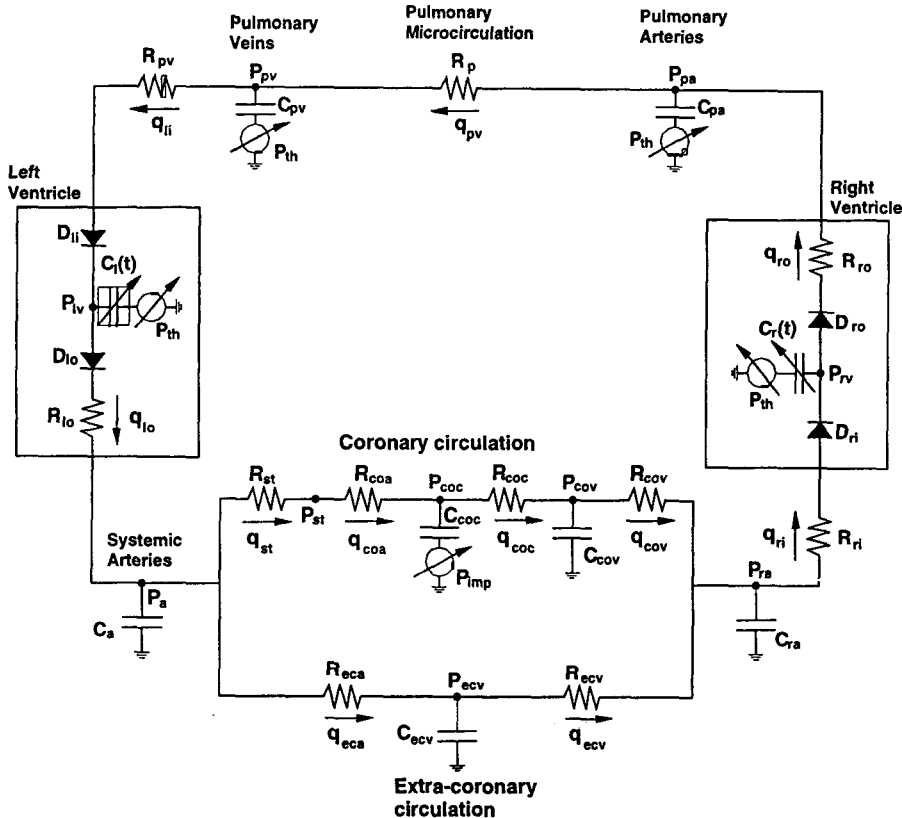


Fig. 1 Schematic of a lumped parameter model of the total circulation emphasizing the coronary circulation.

2.2 유동해석을 위한 유한요소해석 방법

먼저 지배방정식으로는 축대칭 Navier-Stokes 방정식을 사용하며 층류유동, 비압축성 유동만을 대상으로 한다. 이때 지배방정식을 이산화하기 위하여 유한요소법을 사용한다. 본 연구에서는 유체유동 해석을 위한 방법으로서 PISO type 의 유한요소법 [6]을 사용한다. 이 방법은 비압축성 유동해석에 있어 가장 큰 난제인 압력항의 처리를 위하여 PISO 알고리즘을 사용한다. 이 방법은 한 time step 내에서 한번의 내연적인(implicit)예측단계, 두 번의 외연적인(explicit)인 보정단계를 거친다. 따라서 수치해의 시간정확성이 보장되며 다른 외연적인 방법에 비해 큰 시간간격을 줄 수 있다. 나머지 자세한 내용은 참고문헌 6에 잘 기술되어 있다.

2.3 유한요소 코드와 심장혈관계 시스템 분석 프로그램과의 결합

위에서 본 바와 같이 전산유체역학 코드는 관상동맥의 한 국지적인 부분에서의

상세한 유동현상 및 생리학적 특성을 설명해 줄 수 있다. 그러나 관상순환계 시스템 전체에서의 혈류상황과 일치하는 경계조건을 사용하여야만 타당성 있는 해석결과를 도출할 수 있다.

본 연구의 핵심적인 사항은 바로 관상순환계에서 stenosis로 인한 유동저항 R_{st} 를 계산하는데 있어 유한요소 코드를 통해서 얻어진 압력차와 유량을 이용한다. 또한 전산유체코드는 경계조건으로서 시스템 시뮬레이션의 관상동맥에서 구해진 유량과 압력을 사용한다. 관상동맥에서 협착이 있는 혈관의 유동을 가정한다. 이 경우 다음과 같은 과정을 통해서 해를 구한다.

Step 1: At time index n , given $(P_a)^n, (P_{st})^n, (q_{st})^n$

Step 2: 유량 $(q_{st})^n$ 와 출구 압력 $(P_{st})^n$ 를 경계조건으로 하여 관상동맥내의 유체유동에 대한 Navier-Stokes 방정식을 풀고 해를 구한다. 이렇게 구한 유동 해석 결과로부터 입구와 출구사이의 압력 강하 $\Delta P = P_{in} - P_{out}$ 을 구하고 유량 $(q_{st})^n$ 와 ΔP 로부터 유동저항 $(R_{st})^{n+1} = \Delta P / q_{st}$ 를 구한다.

Step 3: 위에서 구한 $(R_{st})^{n+1}$ 를 사용하여 시스템 시뮬레이션 코드를 풀어서 $(P_a)^{n+1}, (P_{st})^{n+1}, (q_{st})^{n+1}$ 을 구하고 다시 Step 2 를 반복한다.

3. 계산결과 및 검토

3.1 관상순환계 시스템 시뮬레이션 방법에 대한 검증

먼저 여기에서는 본 연구에서 구현된 관상순환계 해석코드를 검증하기 위하여 정상적인 사람의 혈류에 대한 기존의 시스템 해석 결과[7]를 본 연구의 해석 결과와 비교하였다. Fig. 2와 Fig. 3은 각각 모세혈관에서의 부피 및 정맥에서의 시간에 따른 부피를 나타낸다.

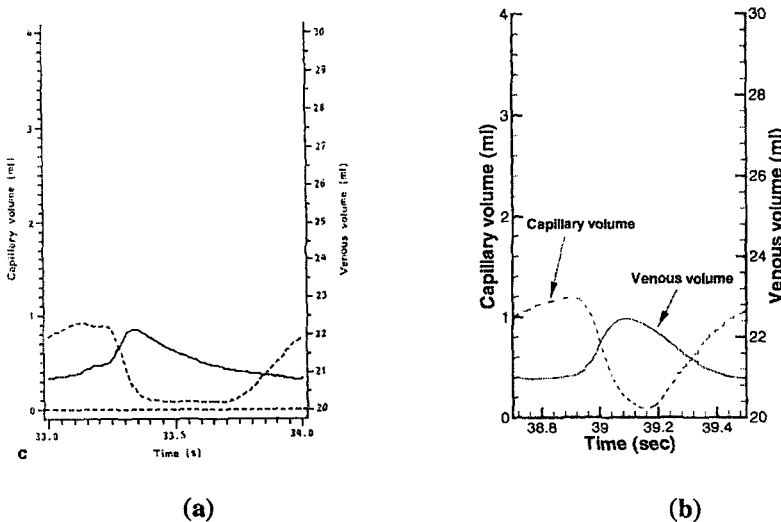


Fig. 2 Coronary capillary and venous volume in (a) the previous computation (Schreiner et al.,

1989). (b) The present calculation.

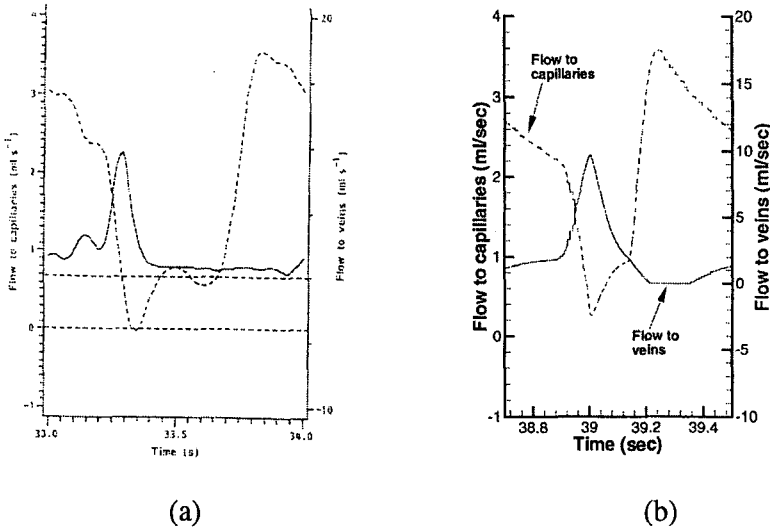


Fig. 3 Flow rate to coronary capillaries and veins in (a) the previous computation (Schreiner et al., 1989). (b) the present calculation.

3.2 Stenosis 부근에서의 유체유동에 대한 축대칭 해석

먼저 여기에서는 stenosis 가 있는 축대칭 관상동맥에서의 혈류를 상정한다. 그리고 앞의 2.3 에서 기술된 과정을 따라서 계산을 수행한다. 여기에서 혈액은 Newtonian 유체로 가정하였다. 먼저 사용한 격자는 Fig. 4 에 나타나 있으며 주로 stenosis 부근에 밀집되어 있다.

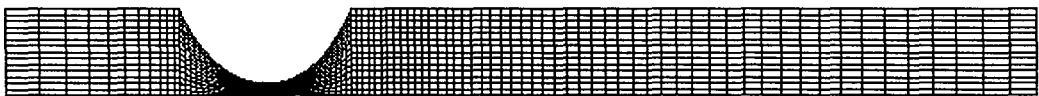


Fig. 4 Mesh system



Fig. 5 Streamline at peak inlet velocity

Fig. 5 는 peak inlet velocity 에서의 유선을 그린 것으로서 stenosis 뒷면에 커다란 재순환 영역이 형성됨을 알 수 있다. Fig. 6 은 시간에 따른 압력강하 및 유동저항을 도시한 것으로서 systole 시에 큰 값을 가짐을 알 수 있다.

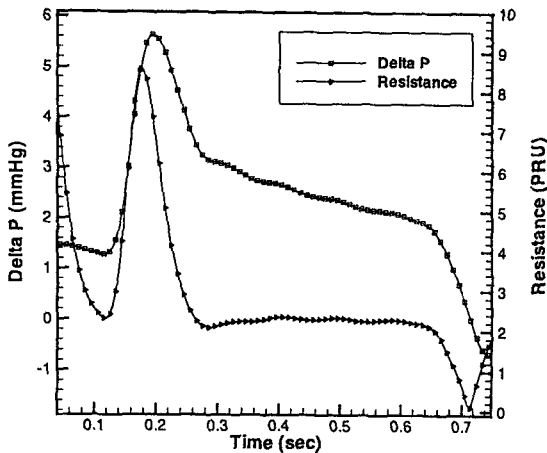


Fig. 6 Pressure drop and resistance vs. time

4. 결론

본 연구에서는 관상순환계에 대한 시스템 모델과 CFD를 결합한 새로운 수치해석 방법을 제시하였다. 즉 유체유동해석과 시스템 해석이 서로 상호작용 하도록 결합하였고, 이를 통해서 보다 정확한 해석이 가능하도록 하였다. 그리고 이 코드를 활용하여 stenosis 부근의 유체 유동을 해석하였다.

참고문헌

- [1] Schreiner, W., Neumann, F., and Mohl, W., 1990, "Simulation of coronary circulation with special regard to the venous bed and coronary sinus occlusion," *J. Biomed. Eng.*, 12, 429-443.
- [2] Inzoli, F., Migliavacca, F., and Pennati, G., 1996, "Numerical analysis of steady flow in aorta-coronary bypass 3-D model," *J. Biomed. Eng.*, 118, 172-179.
- [3] T. Heldt, E. B. Shim, R. G. Mark, and R. D. Kamm, "Computational modeling of the cardiovascular system for head-up tilt test and LBNP study using 4 capacitors venous system." The 26th International Conference of Computers in Cardiology, Germany, April 1999.
- [4] E. B. Shim, T. Heldt, R. G. Mark, and R. D. Kamm, "Computational modeling of cardiovascular system after Fontan procedure." ASME 1999 Biomechanical Engineering Conference, pp. 15-16, 1999.
- [5] Davis, T. D., 1991, "Teaching physiology through interactive simulation of hemodynamics," *MIT M. S. Thesis*, Cambridge, MA.
- [6] E. B. Shim and K. S. Chang, 1994, "Three-dimensional vortex flow past a tilting disc valve using a segregated finite element scheme, *Computational Fluid Dynamics Journal*, Vol.3, pp.205-222.