

## 심혈관계를 포함한 인공심장의 모델링 및 컴퓨터 시뮬레이션

박준우, 박성근, 최중훈\*, 조영호, 최재순\*, 안재목#, 민병구

서울대학교 의과대학 의공학교실

\*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공

#한림대학교 정보전자공과대학 전자공학부

### Modeling and Simulation of the Total Artificial Heart with Cardiovascular System

J. W. Park, S. K. Park, \*J. H. Choi, Y. H. Jo, \*J. S. Choi, #J. M. Ahn, B. G. Min

Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul Nat' l Univ.,

\*Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major, Seoul Nat' l Univ.

#Department of Electronics Engineering, Hallym Univ.

#### ABSTRACT

In this study, we modeled moving-actuator type Total Artificial Heart (TAH) with cardiovascular system as a form of electric circuit. The bronchial circulation, important for the imbalance between the left cardiac output and the right one, was considered and added to the model. In the model, the relations of hemodynamic variables, just as blood pressures, volumes, or flow rates of each part of body, can be expressed as simultaneous first order ordinary differential equations. To solve the equations by the numerical analysis, Runge-Kutta forth order approximation method was adopted. The simulation software (SimTAH), implemented in C++ as a window-based application program, was developed to display the hemodynamic variables and to receive control inputs from users. SimTAH was evaluated by comparison of the simulation results with the results of mock-circulation tests, *in vitro*.

#### 서 론

인공심장의 개발에 있어서, 인공심장의 특성 분석이나 새로운 제어 알고리즘의 시험 등 동물 실험을 할 수 없는 경우 또는 동물실험 전 시험을 위해 인공심장이 작동하는 상황에서의 혈류역학적 변수들을 추정할 수 있는 모델 설정과 이에 대한 시뮬레이션이 필요하다. 이런 필요를 만족시키기 위해 인공심장이 심혈관계에 연결된 전체 시스템에 대한 모델을 세워 혈압, 혈류속도, 혈액체적 등 혈류역학적 변수들 간의 식을 유도하여 컴퓨터로 시뮬레이션하는 프로그램을 개발하고 시뮬레이션 결과를 모의 순환장치에서의 실험 결과와 비교해 보았다.

#### 방 법

##### 1. 이동작동기식 인공심장의 모델링

인공심장 내부는 이동작동기(moving actuator), 좌우 혈액주머니와 심실간공간(interventricular space)의

세 부분으로 구분할 수 있다. 작동기와 혈액주머니는 원통으로, 혈액 순환의 원동력이 되는 혈액주머니로부터의 혈류는 작동기가 혈액주머니를 밀고 나갈 때 겹쳐지는 체적으로 모델링했다.[1] 과거의 모델에서는 단순히 작동기와 혈액주머니의 겹쳐진 체적을 계산하여 혈액 박출량을 추산하였는데 비해 [1][2], 본 연구에서는 심장 수축기에서도 직전 확장기에서 채워진 혈액주머니의 체적을 계산하여 작동기와 혈액주머니의 현재 체적합이 그것들의 초기 체적의 합을 초과하게 될 때에야 비로소 혈류가 대동맥 또는 대정맥 쪽으로 나가기 시작한다고 모델링했다.

##### 2. 심혈관계의 모델링

자연심장의 심실을 인공심장으로 대체한 심혈관계 중 체순환계의 전기적 등가모델은 그림 1과 같다.[1][3] 폐순환계의 모델도 이와 유사하다.

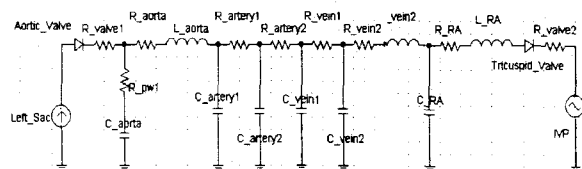


그림 1. 자연심장이 인공심장으로 대체된 체순환계의 모델

여기에 기관지 순환의 모델을 추가하였다. 수학적으로 엄밀한 식을 세우지는 않았고, 심박출량의 0~10%가 대동맥에서 바로 좌심방으로 흘러가도록 하여 구현하였다.

##### 3. 수치해석 프로그래밍

그림 1과 같은 인공심장과 심혈관계의 모델을 수식으로 전개하면, 2원 1차의 연립 상미분방정식이 되는데, 이를 수치해석의 기법을 써서 컴퓨터로 풀어 시뮬레이션하였다. 기존의 연구에서는 단순한 Euler의 1차 근사법을 사용했으나, 본 연구에서는 Runge-Kutta의 4차 근사법을 사용하여 미분방정식을 풀었다[4]. 컴퓨터 상에서 시뮬레이션하기 위해

C++을 이용해 프로그램을 작성하여 실행시켰다. 시뮬레이션 프로그램 상에서 사용자가 대화상자를 통해 변화를 줄 수 있는 변수는 좌우 이동작동각도(stroke angle), 이동작동속도(stroke velocity), 정지시간 등이며, 이에 따른 시뮬레이션 결과로 알 수 있는 것은 혈관계 각 부위의 혈압, 혈류속도, 혈액체적 및 인공심장의 심실간 공간의 압력과 체적, 좌우 혈액주머니의 일박출량 및 심박출량 등이다.

4. 시뮬레이션 결과의 모의순환장치를 통한 검증

개발된 인공심장 시뮬레이터를 가지고 제어 변수들의 값을 바꾸어 가며 좌우 혈액주머니의 일박출량, 심박출량, 인공심장의 박동수 등의 계산치를 모의순환장치에서의 실험 결과와 비교하였다.

결과 및 고찰

그림 2는 인공심장 작동 하에서의 혈관계의 특성을 시뮬레이션할 수 있는 시뮬레이터 SimTAH의 실행 화면이다. 대동맥압을 비롯한 여러 혈류역학 변수들이 제어 변수 입력 변화에 대해 변화하는 것을 그래프와 수치로 확인할 수 있었다. 그림 3은 다른 실험 조건은 일정하게 두고(좌우 이동작동각도=25(deg), 고정된 이동작동속도=600(rad/sec)) 좌측 또는 우측 이동작동속도만을 변화시켜 가면서 그에 따른 (좌)심박출량의 변화 추이를 시뮬레이션의 결과와 모의순환장치를 통한 실험에서의 결과를 서로 비교하여 나타낸 것이며, 표 1은 이의 회귀분석 및 자승 평균 평방근 오차(rms error) 계산 결과이다. 그림 3과 표 1에서, 속도변화에 대해서 시뮬레이션 결과와 모의순환실험 결과 사이에 모든 실험 속도 범위에서 대체로 일정한 심박출량의 차이를 보이는 것을 볼 수 있다. 여기서, 심박출량은 인공심장의 박동수와 일박출량의 곱으로 나타낼 수 있는데 시뮬레이션과 실험에서 측정된 박동수는 거의 동일하므로, 위에서 나타난 심박출량의 평균적 차이는 시뮬레이션과 실험에서의 일박출량의 차이에서 기인한다고 볼 수 있다. 일박출량은 확장기에서 유입된 혈액의 양에 의해 주로 결정되는데, 여기서는 모델의 저항, 컴플라이언스 등 파라미터 값이 모의순환장치에서의 값보다 더 커서 확장기 혈액 유입량이 실험치에 비해 적은 것으로 생각된다. 기율기의 경우, 샘플의 수가 적어서 기율기의 값 자체를 논하기는 어려우나 대체적인 추이에서 시뮬레이션 결과와 실험치가 일치하는 경향을 보였다. 즉 속도 증가

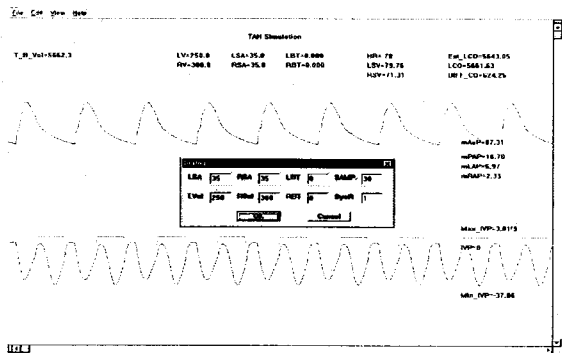


그림 2. SimTAH의 실행 화면. 대동맥압(위), 제어변수 입력메뉴(가운데), 좌우 수축기간과 심실간공간압(아래) 등의 그래프와 함께 여러 혈류역학적 정보들이 출력된다.

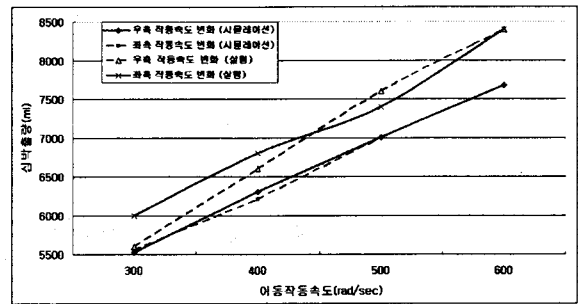


그림 3. 심박출량의 시뮬레이션 결과와 모의순환 결과의 비교

표 1. 그림 3의 회귀분석 및 오차분석 결과

	우측 작동속도 변화		좌측 작동속도 변화	
	시뮬레이션	실험	시뮬레이션	실험
기율기(ml/60rad)	7.142	9.400	7.134	7.800
평균오차(ml/min)	553.31		389.85	

에 따른 심박출량의 증가량은 시뮬레이션과 실험의 결과가 유사하였다.

한편, 기관지 순환의 영향으로 좌심박출량이 우심박출량보다 5% 가량 많은 것을 볼 수 있었다. 기관지 순환을 모델링에 추가하여 비교적 만족스러운 결과를 얻었으나, 더욱 정확한 시뮬레이션을 위해서는 엄밀한 수학적 모델의 도입이 필요하다.

심박출량이나 신체 각 부분의 혈압, 심실간공간압 등의 시뮬레이션 결과에 영향을 미치는 요소로는 심혈관계의 저항, 컴플라이언스, 이너턴스와 같은 모델의 파라미터들과 혈액주머니의 위치와 지름, 작동기의 지름과 같은 인공심장의 구조적 형태 등이 있는 것으로 나타났다. 따라서, 실제로 인체의 상황을 모사할 수 있는 시뮬레이션을 하려면, 모델의 파라미터를 정확히 구해야 하고, 인공심장의 구조를 더욱 잘 반영하는 모델의 설정이 필요하다. 장기적으로는 인공심장을 구동하는 모터 및 에너지 변환부에 대한 모델링이 이루어져서, 실제로 시뮬레이션 상에서 인공심장의 모터 제어까지 시뮬할 수 있게 되어야 할 것이다.

결 론

혈관계를 포함한 인공심장 모델링을 시뮬레이터로 구현하였으며 인공심장 구동에서 중요 변수인 심박출량과 좌, 우 박출량 균형을 모의순환장치를 통하여 그 성능을 검증하였다.

참고문헌

- [1] 김인영, "컴퓨터 시뮬레이션에 의한 완전이식형 전기기계식 인공심장의 분석", 서울대학교 대학원 의과대학 의공학 전공 박사학위논문, 1994
- [2] 최원우, "퍼지로지 알고리즘을 이용한 완전이식형 인공심장에서의 심박출량 제어 및 추정", 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공 박사학위논문, 1997
- [3] V. C. Rideout, "Mathematical and Computer Modeling of Physiological Systems", Prentice-Hall, 1991
- [4] F. Scheid, "Theory and Problems of Numerical Analysis", McGraw-Hill, 1968