

인공심장 이식수술후 환자관리를 위한 컴퓨터 시뮬레이션

김인영, 민병구
서울대학교 의과대학 의공학교실

Computer Simulation for Postoperative Care in TAH Implantation

Inyoung Kim, Byounggoo Min
Dept. of Biomed. Engr., Coll. of Med., Seoul National University

서론

현재 본 교실에서 진행중에 있는 인공심장의 개발과정에 있어서 몇가지 문제점이 지적되고 있다. 수차례의 인공심장이식 동물실험에서 정상적으로 회복된 경우는 한 경우 뿐 만이고 다른 경우에는 여러가지 수술 후 합병증과 기계적인 결함으로 실험동물이 회복하지 못하였다. 이러한 인공심장 이식실험 실패의 큰 요인의 하나로서 이식 수술 후의 환자의 관리의 미숙이 원인인 것으로 나타났다. 이 문제점의 근본적인 해결 방법은 실험횟수의 증가로 이식수술의 경험의 축적이겠지만, 현실적으로 만족할 만한 횟수로의 실험이 어렵기때문에 동물실험에 대한 모델을 설정하여 모의실험을 함으로써 부족한 동물실험의 횟수에서 오는 경험의 미숙을 극복할 수 있다고 생각한다. 그래서 생체에 대한 생리적 모델을 설정하고 여기에 인공심장에 해당하는 모델을 자연심장과 대치한 후에 인공심장이식 후에 자주볼 수 있는 여러가지 상황을 시뮬레이션하였다. 이들 상황에 대한 적절한 인공심장의 구동방법과 치료방법에 대한 경험을 숙지함으로써 실제의 동물 실험에서 같은 상황에 접하였을 때 효과적으로 상황을 해결할 수 있으리라 생각한다. 또한 이 인공심장 이식의 생체 모델을 이용하여 생체의 생리에 부합되는 인공심장 제어방법을 구성할 수 있으며, 이렇게 개발된 생리적 제어방법의 타당성을 동물실험을 통해서 검증할 예정이다.

방 법

1. 동물실험 모델의 구조

1.1 생체의 생리적 모델

생체에대한 생리적 모델은 J.E. Randell등에 의하여 개발된 생체 모델 [1]인 HUMAN-I 모델을 기본으로 하여 부족한 부분을 보완하여 사용하였다. 구성된 생체 모델은 혈관계, 호흡계, 내분비계, 신경계, 신장계 등의 생체의 전반적인 생리적 기능을 표현하고 있다.

약 60여개의 파라미터에 의해 생체 각 기관의 특성이나 주위환경의 변화, 생체의 병적인 상태를 특정지며, 이들의 적당한 조절에 의해서 실험동물의 상태나 주위환경등을 기술할 수 있다. 이 파라미터를 기본으로 하여 약 400여개의 내부 변수들에 의하여 생체 시스템의 시간적인 변화와 각 시스템의 상호영향을 기술하고 있다.

1.2 약물 및 치료 모델

동물실험에서 사용되는 여러가지 약물들에 대한 생체의 각 기관에 미치는 영향과 치료에 대한 생체의 반응등을 모델화하였다. 주로 혈관계와 신경계에 영향을 미치는 약물들에 대하여 모델화하였는데 여기에는 혈관확장제, 혈관축소제, 이뇨제, 신경흥분제, 신경안정제등을 포함하고 있다. 치료법에 대한 모델은 인공호흡기, 수혈, 수액주사 등을 포함하고 있다. 이들 약물과 치료법들은 위에 기술된 생체모델의 각 파라미터에 영향을 주도록 모델화하였다.

1.3 인공심장 모델

인공심장은 혈관계에 연결되어 체혈관계와 폐혈관계에 혈액을 펌핑해주는 기능을 갖게된다. 인공심장의 좌심실 심박출량과 우심실 심박출량은 인공심장내의 작동기의 운동거리, 작동기의 속도, 작동기 운동의 좌우 각도차이의 3가지 인공심장 제어파라미터에 의해서 결정된다. 또한 좌,우 심박출량은 체혈관계와 폐혈관계의 전부하와 후부하에 의해서 교정된 값을 갖는다. 인공심장의 3 가지 제어파라미터에 의한 좌,우 심박출량은 설계된 인공심장의 기하학적인 모델을 이용하여 계산하였다. [2] 그리고 좌,우 심박출량의 전부하, 후부하에 대한 영향은 인공심장의 모의 순환 실험을 통하여 알아내었다.

2. 인공심장의 제어방법

인공심장의 제어는 생체의 생리적 변화에따라 적절히 인공심장의 파라미터들을 변화시켜주어야 한다. 이러한 인공심장의 생리적제어는 다음과 같은 3가지

원칙을 따르게 된다. 첫째는 생체의 각 조직으로의 충분한 혈류공급을 위해서는 대동맥압이 적절히 유지 되도록 하여야 한다 (약 100 mmHg). 다음은 체혈관계와 폐혈관계의 혈액의 양이 균형을 이루도록 우심방압과 좌심방압이 적절한 범안에서 유지되어야 한다 (3-7 mmHg의 우심방압, 5-15 mmHg의 좌심방압). 마지막으로 신체조직이 요구하는 양의 혈액을 적절히 공급하여야 하는데, 이에대한 지표로 정맥의 산소분압을 사용하였으며 정맥의 산소분압이 적절히 유지 되도록 하여야한다 (35-45 mmHg). 이와 같은 3가지 제어원칙을 만족시키기 위해서는 혈관계 각부분의 압력의 측정과 충분한 횡수의 혈액가스검사가 선행되어야한다. 그러나 혈압의 직접적인 측정은 혈전형성을 유발할 수 있으며 빈번한 혈액가스 검사는 번거로움을 초래한다. 이러한 문제를 해결하기 위해서 본 연구실에서는 여러가지 방법이 시행되고 있다. 혈관계 각 부분의 압력의 추정은 인공심장에 주어지는 전류의 파형을 분석함으로써 가능하며 [3], 비관혈적으로 혈액내의 산소분압을 측정하는 방법이 경북대에서 진행되고 있다. [4] 본 연구에서는 혈관계 각 부분의 압력과 산소분압을 추정 또는 측정가능하다는 가정하에 인공심장의 제어를 시행하였다.

3. 컴퓨터 시뮬레이션

위에서 설명한 각 부분의 모델을 이용하여 시뮬레이션을 위한 프로그램을 구성하였다. 프로그램 언어로는 C 언어를 사용하였으며, 프로그램의 IBM PC-386 에서 수행하였다. 모델을 시뮬레이션하기 위해서 생체와 환경의 특성을 나타내는 파라미터의 값들을 지정해주고, 약물투여이나 치료를 수행해줄 수 있고, 인공심장의 제어파라미터를 조절할 수 있도록 하여야 하는데, 이를 위해 모니터 프로그램을 작성하였다. 이 프로그램은 생체에서 일어나는 변화를 화면에 표시시

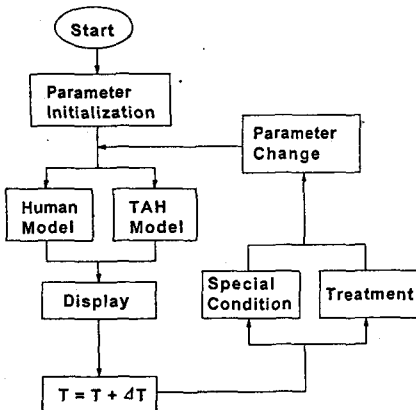


그림 1. 인공심장 이식동물에 대한 시뮬레이션의 흐름도

해주고 저장할 수 있는 기능 또한 갖추도록 하였다. 구성된 시뮬레이션 프로그램의 구성을 그림 1의 흐름도를 통해서 알 수 있으며, 이 때 시뮬레이션의 시간 간격은 0.01초이다. 그림 2에서는 시뮬레이션을 위한 모니터 프로그램의 화면표시를 보여주고 있다.

이렇게 구성된 시뮬레이션 프로그램을 이용하여 인공심장의 각 조절 파라미터를 변화시켰을 때의 생체의 반응을 조사하여 이를 모의순환실험이나 동물실험의 결과와 비교하였다. 그리고 인공심장 이식 후에 자주 접할 수 있는 출혈, 혈관계의 저항변화, 동물의 체위변화 등에 따른 생체의 변화를 시뮬레이션하였으며, 이러한 상황을 교정할 수 있는 적절한 인공심장의 제어방법과 약물 및 치료방법에 대하여 시뮬레이션해 보았다.

결 과

인공심장의 각 조절 파라미터를 변화시켰을 때의 생체의 반응을 모의순환실험이나 동물실험의 결과와 비교한 결과, 거의 유사한 결과를 보임으로 보아 생체 모델이나 인공심장의 모델이 적절함을 알 수 있었다.

그림 3과 그림4는 30분동안 1000 cc의 출혈이 있을 때의 생체 변화와 치료방법을 시뮬레이션한 것이다. 생체가 출혈로 인한 혈액량감소를 보상해 줌으로써 순환계의 저항이 증가하여 동맥압의 감소는 적지만 이로 인한 정맥으로의 혈액의 귀환량이 감소하여 심방압이 크게 감소한 것을 point 1에서 보여주고 있다. 이 심방압을 회복시켜 주기위하여 인공심장 작동기의 운동속도를 감소시켜 심박출량을 감소시키는 과정을 point 1과 point 2사이에서 보여주고 있다. point 2에서는 감소한 동맥압을 정상화하기위해서 수혈을하거나(그림 3) 수액주사를 시행함을 (그림 4) 보여주고

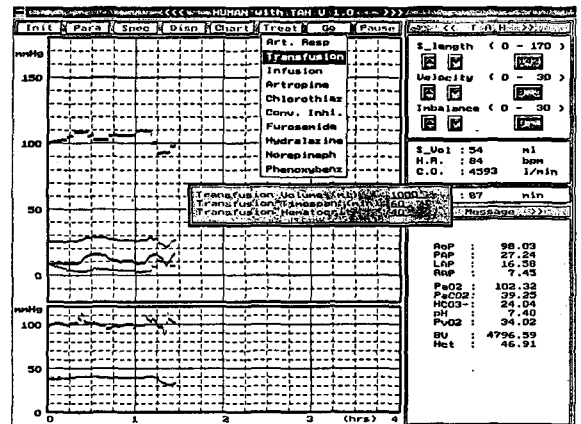


그림 2 인공심장 이식동물에 대한 시뮬레이션의 모니터 화면

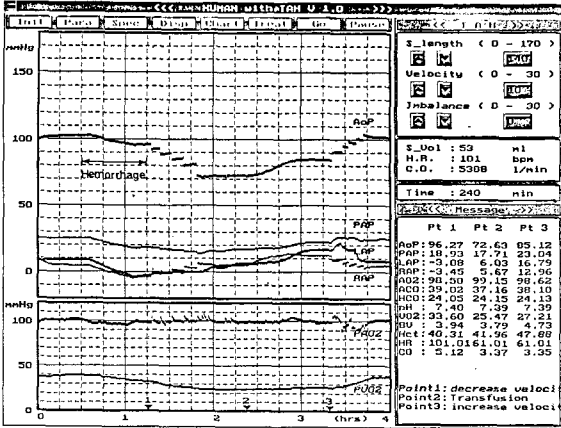


그림 3. 출혈과 수혈에 대한 시뮬레이션

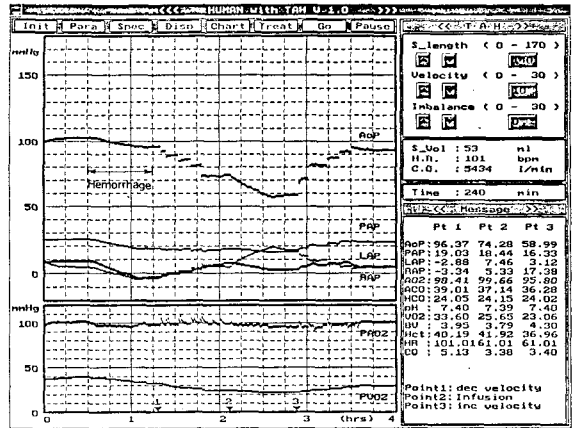


그림 4. 출혈과 수액주사에 대한 시뮬레이션

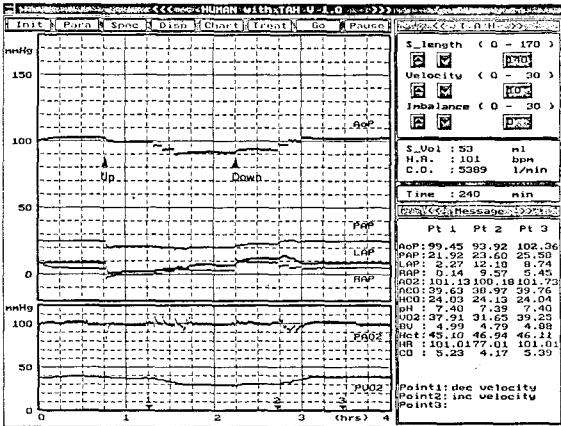


그림 5. 인공심장 이식동물의 체위변화에 대한 시뮬레이션

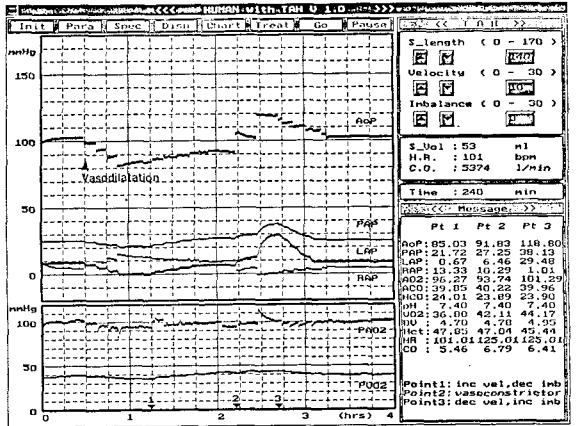


그림 6. 체혈관계 저항감소와 혈관수축제 처치에 대한 시뮬레이션

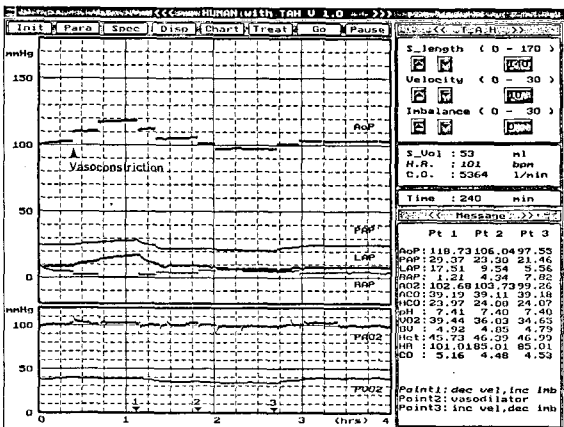


그림 7. 체혈관계 저항증가와 혈관확장제 처치에 대한 시뮬레이션

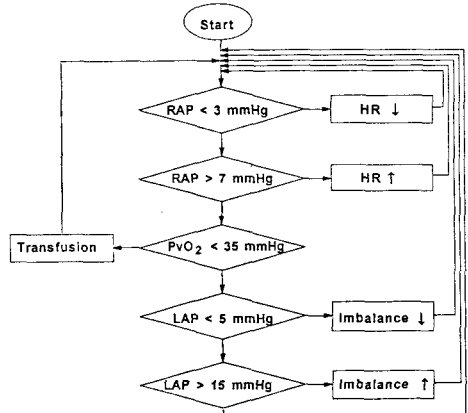


그림 8. 시뮬레이션을 통하여 얻은 인공심장 제어와 동물처치에 대한 방법

있다. 혈액량의 증가로 동맥압과 심방압의 증가가 있음을 알 수 있고 point 3에서는 증가한 심방압을 감소시키기 위하여 인공심장 작동기의 운동속도를 다시 증가시켜 주어 생체를 정상화함을 보여주고 있다. 그리고 수혈한 경우에는 정맥의 산소분압이 정상화되지만 수액주사를 한 경우에는 적혈구양의 감소로 인하여 정맥 산소분압의 감소가 일어났음을 알 수 있다.

그림 5는 인공심장 이식동물이 누울 때와 설 때의 체위 변화에 따른 생체의 변화를 보여주고 있다. 서는 경우에는 정맥으로부터의 혈액귀환량이 감소하여 심방압이 감소하며 눕는 경우에는 정맥으로부터의 혈액귀환량이 증가하여 심방압이 증가함을 알 수 있다. 이때 심방압의 교정을 위하여 인공심장 작동기의 운동속도를 감소 또는 증가하였음을 볼 수 있다.

그림 6과 그림 7은 외부로부터의 자극등에 의하여 순간적으로 동물의 체혈관계의 저항의 증가나 감소가 있는 경우의 생체의 변화를 보여주고 있다. 그림 6은 체혈관계의 저항 감소로 인하여 대동맥압이 감소하고 우심방압이 증가함을 보여주고 있으며, 이를 조절하기 위하여 작동기의 운동속도를 증가시키면서 우측 심실을 좌측 심실보다 더 짜주어 폐혈관계로의 혈액의 심박출량을 증가시킴을 볼 수 있다. (point 1) 그러나 이런 처치로 우심방압은 감소시킬 수 있으나 폐동맥압의 상승을 가져다 줌을 알 수 있었으며, 이는 혈관 수축제의 사용 (point 2)과 인공심장 제어파라미터의 정상화 (point 3)로 극복할 수 있음을 알 수 있다. 그림 7은 체혈관계의 저항 증가로 인하여 대동맥압이 증가하고 우심방압이 감소함을 보여주고 있으며, 이런 경우에서의 인공심장의 제어나 치료방법은 그림 6에서 제시된 방법과 반대로 시행하면 됨을 알 수 있다.

결론 및 고찰

이 논문에서 제시된 생체의 생리적 모델이나 인공심장의 모델 등을 시뮬레이션한 결과, 모의순환실험이나 동물실험에서 주는 결과와 부합됨을 알 수 있었으며, 이 모델을 통하여 실제의 인공심장의 이식실험전에 실험에 대한 많은 정보를 줌으로써 실제의 실험시 수술후 동물을 돌보는데 많은 정보를 제공할 수 있으리라 본다. 이러한 정보를 이용하여 그림 8과같은 인공심장의 제어방법과 동물의 처치에 대한 아이디어를 구성할 수 있었다. 또한 이 생체 모델과 인공심장 모델을 이용하여 새로 고안된 인공심장 제어방법의 적합성을 검정할 수 있으며, 생체의 생리변수를 추정하는 작업에 이용할 수 있으리라 생각된다. 이 논문에 제시된 모델의 타당성이나 제시된 제어방법의 타당성을 동물실험을 통하여 검정할 예정이며, 이는 앞으로의 동물실험에 도움이 되리라 생각된다.

참고 문헌

1. Randell JE : Microcomputers and physiological simulation. Raven Press, New York, 2nd ed. 1987
2. Min BG, Kim IY, Kim HC : Different stroke volumes for left and right ventricles in the moving-actuator total artificial heart. Int J Art Org in press
3. Kim HC, Min BG : Cardiac output regulation in the moving-actuator total artificial heart without a compliance chamber. ASAIO in press
4. 권기진, 박세광, 민병구 : 비추출식 산소 포화도 측정용 광센서의 연구 개발. 대한의용생체공학회 추계 학술대회, 133-141, 1991