

# 전기유압식 좌심실보조기에 있어서의 좌심방 함몰방지를 위한 속도제어 방식의 개선

최재순, 안윤호, 이상우, 정찬일, 민명구  
서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공

The Improvement of Velocity Control Method for Prevention of Left Atrium Collpase in Left Ventricular Assist Device

Jaesoon Choi, Yunho An, Sangwoo Lee, Chanil Jung, Byunggu Min  
Dept. of Biomedical Engineering, Seoul National University

## 요약

전기 유압식 좌심실 보조기에 있어서 현재 가장 큰 문제점 중의 하나로 지적되고 있는 것은 이완기에 좌심방의 혈액 유입상황을 고려하지 않은 과도한 밀판 당김 속도로 인해 생기는 좌심방의 함몰현상이다.

본 논문에서는 좌심방의 함몰현상을 구체적으로 정의하고, 좌심방의 함몰여부를 가능하기 위해 외부에서 관측가능한 요소들과 좌심방의 상태와의 상관관계들을 고찰해 본 다음 이러한 함몰현상을 방지할 수 있도록 이완기 밀판 속도와 이동거리를 능동적으로 변화시키는 방식들을 구성하여 실험을 통해 그 효용성을 검증하였다.

## 서론

전기 유압식 좌심실 보조기에 있어서 현재 가장 큰 문제점 중의 하나로 지적되고 있는 것은, 이완기(diastolic phase)에 좌심방의 혈액 유입 상황을 고려하지 않고 고정된 속도형태(velocity profile)로 밀판(push-plate)을 당김으로 인해서 생기는 좌심방의 함몰현상이다.

본 논문에서 대상으로한 전기 유압식 좌심실 보조기의 경우 그림1과 같은 구조로 되어있으며, 혈액주머니와 밀판의 사이를 물로 채우고 있다. 이러한 전기유압식 심실보조기는 공압식과는 달리 이완기에 혈액을 능동적으로 유입하는 특성을 갖고 있으며, 이때 좌심방으로의 유입혈류량보다 많은 양의 혈액유입을 유도하는 구동조건의 경우 좌심방압이 급격히 떨어지게 되고, 이에 따라 좌심방이 함몰되는 상태를 좌심방 함몰현상이라 한다[3].

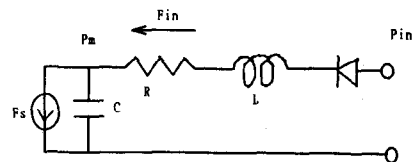
근본적으로는 좌심방에 압력센서와 유량센서를 설치하여 실제 좌심방압과 유입 혈류량을 측정하는 것이 함몰여부를 알아내는 정확한 방법이지만, 감염의 문제나 환자의 활동편의, 센서의 신뢰도, 시스템의 복

잡성 등을 고려할 때, 센서를 사용하는 것은 효율적인 방법이 못된다. 따라서, 추가 센서를 사용하지 않고, 외부에서 측정가능한 요소들만으로 실제 좌심방 내부의 상태를 추정해 내야 하는데 다음과 같은 방법들을 생각해 볼 수 있다.

가장 쉽게 생각할 수 있는 것은 벨로우즈와 좌심방 사이의 각종 도관과 혈액주머니 등의 영향을 고정된 압력강화요소로 보는 것이다. 동물실험과 Mock에서의 실험결과들을 평균하여 보면, 벨로우즈의 압력은 좌심방의 압력보다 대략 40-50mmHg 정도가 떨어지는 것으로 나타난다. 따라서, 측정된 벨로우즈압력이 -50mmHg정도 이하로 떨어지는 상태를 좌심방 함몰 상태로 볼 수 있다.

그러나, 혈류의 유입상황에 따라 도관의 특성이 변하므로, 벨로우즈와 좌심방 간의 상관관계도 변화하고, 심하게 유입량이 떨어지지 않는 상황에서도 유입량과 심실보조기의 속도에 따라 각 박동 별로 벨로우즈압력의 변화의 폭이 크므로, 이에 따라 함몰을 판단할 기준압력을 고정하여두기가 어렵다. 실제 동물실험 상황의 예를 보면, 상태가 큰 변화가 없음에도 벨로우즈의 이완기 평균압력은 20-50mmHg 정도의 변화범위를 나타내며 이에 따라 함몰여부를 가능할 기준전압의 설정이 어려웠다.

다음으로 간단한 모델링을 통하여 벨로우즈의 압력과 밀판의 속도, 유입혈류량을 가지고, 좌심방의 압력과 혈액유입량을 추정해보는 방법이 있다. 비교적 간단하게 좌심실보조기의 밀판으로부터 좌심방까지의 사이를 아래와 같은 모델로 구성해 볼 수 있다[1,2].



이 모델에서의 각 요소들의 관계식은 아래와 같으며, 이를 통해 좌심방압의 추정치를 구해볼 수 있다.

$$P_{in} - P_m = RF_{in} + L \frac{dF_{in}}{dt}$$

$$F_{in} = F_s + C \frac{dP_m}{dt}$$

여기서 유입혈류량의 순간값과 그 변화치를 알기 위해서는 유량센서를 통한 연속적인 샘플링이 필요하다. 샘플링을 통해 유량의 순간값들과 벨로우즈압력의 순간값들을 구할 수 있으면, 모터의 속도를 함께 이용하여 순간 좌심방압과 혈류유입량을 추정해 볼 수 있으며, 추정된 좌심방압을 근거로 합물을 판단해 볼 수 있다. 그러나, 이 방법은 추가로 유량센서를 설치해야 하는 단점을 감수해야 하며, 밸브와 도관의 동적특성 등으로 인해 모델의 정밀도가 합물상태 판정을 위해 실효성이 있는가의 문제가 있다.

위의 관계식들을 변형시켜보면 평균 유입혈류량은 비교적 간단한 공식으로 나타난다.

즉,

$$F_{in} = F_s + C \frac{dP_m}{dt}$$

에서 양변을 시간에 대해 적분하면,

$$\int_0^t F_{in} dt = \int_0^t F_s dt + C \int_0^t \frac{dP_m}{dt} dt$$

따라서, C가 상수라고 하면, 박출량(평균 유입혈류량) V는,

$$V_{in} = V_s + C(P_m(t) - P_m(0))$$

로 나타난다. 여기서  $V_s$ 는 밀판에 의한 박출량으로, 외부에서 제어변수를 바꾸지 않으면, 이론적으로는 변하지 않는 양이다. 따라서, 좌심방으로의 혈류 유입상태의 변화를 반영하는 것은 벨로우즈의 초기와 말기 압력이 된다. 이중 초기 압력은, 좌심방이 심실 보조기의 이완기 초기에는 고유의 혈액유입량을 가지고 있는 상태이어서, 합물상태를 반영하기는 어려우므로, 결국 말기 압력이 좌심방 합물상태를 나타내는 가장 주요한 요소가 됨을 알 수 있다. 따라서, 정확한 평균유입혈류량의 추정은 어렵지만, 이완기 말기 벨로우즈 압력과 이때의 좌심방압 내지 유입혈류량의 실측 결과를 가지고 통계적 추론으로 그 경향성을 파악한 다음 벨로우즈의 이완기 말기 압력만을 좌심방 합물여부를 가늠하는 기준으로 삼을 수 있다는 것이다.

이와같은 방법으로 판정한 좌심방 합물에 대한 모터 제어기의 대응은 이완기 밀판속도와 이동거리의 변화로 하게되는데, 본 논문에서는 벨로우즈의 평균 압력에 일정한 기준을 주어 그 이하로 떨어지는 상황을 방지하는 고정 기준 방식, 좌심방 합물 상태에서 나타나는 벨로우즈 압력파형의 특이성을 이용하여 압

력파형의 경향성에 대응하여 속도를 조절하는 방법, 이완기 말기 벨로우즈 압력을 기준으로 합물상태를 예상하여 속도를 조절하는 방법 등의 세가지 방법을 구성 실험하였다.

본 논문에서는 위에서 제시한 세가지 방법들에 대한 장단점들을 실험을 통해 검증하고, 이를 바탕으로 좌심방 합물방지를 위한 최적의 이완기 속도제어를 이루기 위한 자료의 제공을 목표로 하였다.

## 본론

### 1. 좌심방 합물상태에서의 이완기 밀판속도 제어 방식

벨로우즈의 압력을 측정요소로 하여 이를 근거로 합물상태를 판단하고 이에 따라 밀판의 당김 속도와 거리를 변화시켜 합물을 방지하는 방안으로 아래와 같은 방법들을 사용하였다.

#### 1.1 평균 벨로우즈 압력의 이용

측정된 벨로우즈의 압력의 이완기 평균값을 구하고, 이를 외부에서 주는 기준압력과 비교하여 이완기의 속도를 변화시키는 방법이다.

이완기 속도의 변화는 다음 이완기에 반영되는데, 본 논문의 대상인 좌심실 보조기의 경우 그림2와 같은 포물선 형태의 속도파형을 주고 이의 최대값과 행정거리(stroke length)를 제어요소로 주게 되고 행정거리는 박출량을 유지하기 위해 고정해 두어야 한다는 전제로 최대값을 변화시킨다.

실험적으로 밀판속도를 기준으로 1cm/sec씩의 최대속도 변화를 주었을 때, 3-4박동 후에는 합물상태를 벗어남이 확인되어 이를 사용하였다.

#### 1.2 벨로우즈압력의 경향성에 따른 대응

전술한 방법은 한번의 박동기간 내에서의 벨로우즈 압력의 변화를 순시적으로 반영하여 바로 속도를 조절하지는 못하므로 이를 개선하여 벨로우즈 압력의 파형형태를 5msec간격으로 관측하면서 그 경향의 변화에 대응하여 속도를 줄이는 방법을 고안하였다.

동물실험 상황에서 관측한 결과를 보면, 그림3에 표시한대로, 정상인 경우에는 벨로우즈의 압력이 이완기 초기에는 떨어지지만, 혈액이 유입되면서 서서히 올라가는 경향을 보이는데, 벨로우즈가 지나치게 함몰되거나 혈액주머니(blood sac)의 이완이 정상적으로 되지않아 좌심방 합물이 예상되는 경우에는, 벨로우즈의 압력이 이완기 도중에 혈액유입의 부족으로 다시 떨어지게 되는 경향을 보인다.

따라서, 이완기 벨로우즈압력변화곡선 상에서 제1

극점은 정상적인 현상으로 보고, 그 이후의 제2, 제3의 극소점이 생기는 것을 방지하기 위해 25msec를 기준으로 압력의 기울기를 계산하여 이 값이 0이하로 떨어지면 함께 순간적으로 속도를 줄인다. 즉, 속도는 떨어지더라도 압력은 정상시와 같이 지속적으로 증가할 수 있도록 혈액유입을 위해 대기시간을 늘려주는 것이다. 이때 속도를 줄이는 방법은 위의 경우와 비슷하게 최대값을 줄이는 방법을 사용하였는데, 차이점은 압력변화가 1msec마다 바로 반영된다는 점이다. 즉, 제어기가 1msec간격으로 현재 밀판의 위치를 기준으로 속도의 목표치를 계산하는데, 여기에서 변화된 최대치에 따른 포물선 상에서의 속도치를 계산하므로 압력변화가 바로 반영되어 순간적인 함몰현상에도 대응할 수 있다.

구체적으로는 최대속도값을 1cm/sec를 주는 것과 0cm/sec로 주어 해당하는 1msec동안은 모터가 원래의 관성만으로 동작하도록 두는 두 가지로 실험하였다.

### 1.3 추정 좌심방압과 유입혈류량의 이용

전술한대로 벨로우즈의 압력과 밀판의 속도 등을 이용하면 좌심방압과 유입혈류량을 추정할 수 있다. 그러나, 실험결과 이 값이 모델링의 오차로 인해 부정확하므로, 위 1.3절에서 제안한 바와 같이 이완기 말기의 벨로우즈 압력과 좌심방압의 실제 측정값의 통계적 상관관계를 바탕으로 속도를 연동시키도록 하였다.

## 2. 실험 결과 및 고찰

모의순환실험과 2회의 동물실험에서 적용시켜본 결과는 아래와 같다.

### 2.1 평균 벨로우즈 압력의 이용

모의순환실험에서 밀판 속도의 연동 동작은 검증이 되었으나, 1박동단위의 변화는 함몰상황을 벗어나는데 대개 3-4박동의 기간이 요구되어 능률적인 연동이라고 보기는 어려웠지만, 모터와 시스템의 동작 상태는 안정적이었다.

동물실험에서는 동물의 상태가 일정한 가운데서도, 비동기로 심실보조기가 혈액을 외부로 뽑아내가는 탓으로 3-4박동 정도의 주기로 미약한 경향성을 보이면서, 평균 벨로우즈 압력값이 변하였는데, 이 변화의 폭이 20-50mmHg 정도로 크게 나타났다. 좌심방으로 유입되는 혈류량의 시간에 따른 변화 곡선에 심실보조기가 연동되지 않음으로 인해 한 박동에서 압력이 크게 떨어지고 이어지는 2-3 박동들에서 회복되는 현상이 반복되었다. 그러나, 이것도 일정한 경향성이라고 보기는 어려웠다. 따라서, 외부에서 설정해 주는

기준압력을 수시로 변화시켜주어야 하였고, 이것은 작동자가 상시 대기하면서 상태를 보아 속도를 변화시켜주던 기존의 방식과 실질적으로 큰 차이가 없어 자동능이라고 보기는 어려웠다.

### 2.2 벨로우즈 압력의 경향성에 따른 대응

모의순환실험에서는 이완기 압력이 충분히 높게 유지되어 함몰현상을 거의 볼 수 없었다.

동물실험에서도 속도를 0으로 주는 관성운동모드로 구동시켰을 때는 좌심방 함몰현상이 나타나지 않았다. 단지 5msec간격으로 압력을 체크하는 것이 너무 민감하여서 이완기 속도를 다소 증가시켜도 무리가 없을 것으로 보이는 상황에서도 속도를 줄임으로써 전체적으로 심실보조기 박출량이 1/3 정도 떨어지는 문제점이 지적되었다.

이 방식을 사용한 동물실험에서는 실험동물의 사망원인의 하나로 혈액주머니와 펌프를 연결하고 있는 물로 채워진 도관을 동물이 눌러서 도관이 접히면서 펌프가 제대로 동작하지 못한 것이 추정되었는데, 이와 같은 상황에서 기계적으로는 유량센서의 모니터링 기능이나, 벨로우즈 압력의 급격한 이완기 초기 강하에의 반응능이 추가로 필요하다는 점도 지적되었다.

### 2.3 이완기 말기의 벨로우즈 압력의 이용

모의순환 실험결과 예상보다 이완기말 벨로우즈 압력의 값이, 10회의 결과를 평균하여 본 값들간의 비교에서도 3-4mmHg정도의 폭으로 변화의 폭이 커서 일정한 값을 정하기가 어려웠으며, 측정된 좌심방압과의 비교에서도 좌심방압의 강하가 벨로우즈 압력에 반영되어 나타나기는 했으나, 함몰상황 순간에의 대처에는, 앞서의 고정기준방식과 같은 기준설정 문제와 한 이완기 내에서의 함몰 순간의 실시간 반응은 불가능하다는 문제점이 있었다.

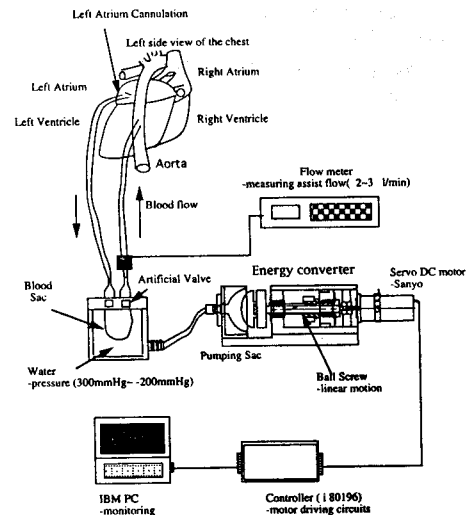


그림 1. 전기 유압식 좌심실 보조기의 구성도

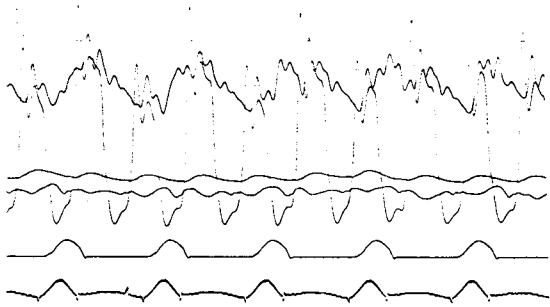


그림 2. 모터의 속도 파형(아래쪽 굵은 선이 속도, 위쪽은 출력유량)

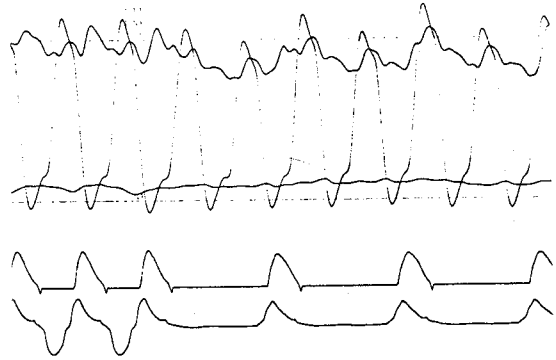


그림 6. 벨로우즈 압력 경향성 추동 - 관성운동모드

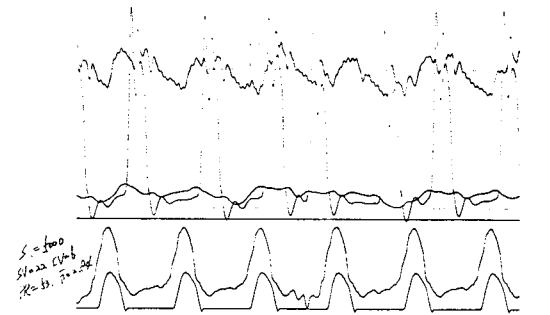


그림 3. 좌심방 함몰이 예상되는 상태에서의 벨로우즈 압력 파형 변화

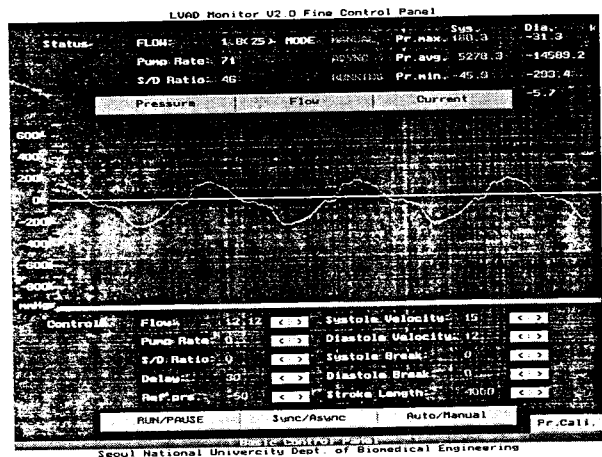


그림 7. 벨로우즈 압력 측정 모니터 화면

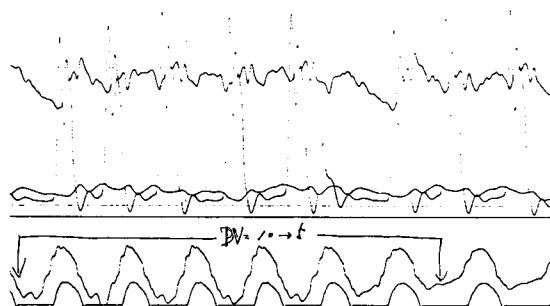


그림 4. 이완기 말판속도의 점진적 감속을 통한 벨로우즈 압력 회복

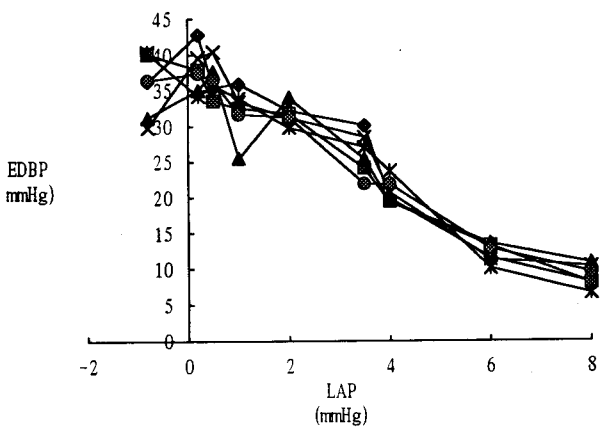


그림 8. 좌심방압(Left Atrium Pressure)와 이완기 말기 벨로우즈 압력(End Diastolic Bellows Pressure)의 관계

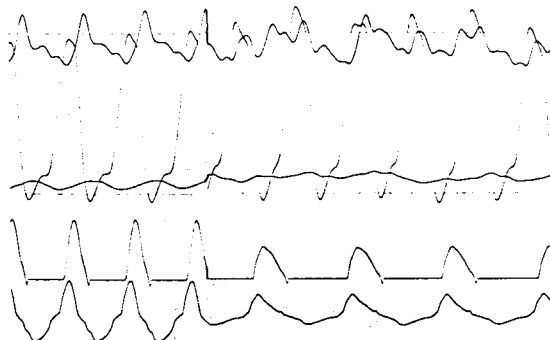


그림 5. 벨로우즈 압력 경향성 추동 - 고정감속모드

결론

전기 유압식 좌심실 보조기에서 좌심방 함몰을 방

지하면서 주어진 생리학적 조건에 적합한 최대의 심박출량을 보장하는 제어 알고리즘의 개발을 위하여, 생체시스템의 비선형적이고 시변적인 특성을 정확히 모델링하는 것은 매우 복잡하고 또한 모델링을 통한 최적제어기의 설계도 어려운 문제라 할 수 있다. 따라서, 본 논문에서는 개념적인 모델링을 바탕으로 실험적으로 해결책을 모색해 보는 실용적인 접근법을 도입하였다.

좌심방 함몰에 대한 3가지의 대응방안을 구성하여 실험해 본 결과 전술한 바와 같이 각각에서 장단점들이 발견되었다.

좌심방 함몰현상을 제한된 외부 관측요소들로부터 추정해내는 것이 여러가지 변인들로 인해 정확한 판단이 어렵고, 일단 판단된 상황에 대한 모터 속도의 추동방식도 정확한 모델링에 의한 수학적 접근이 아니므로 실용적 효율성은 보장해낼 수 있다해도 과연 최적의 방식인가의 이론적 검증은 어려운데, 위의 방안들을 조합하여 각각의 단점을 상보시킴으로써, 궁극적으로는 좌심방 함몰방지를 위한 최적의 이완기 속도제어 알고리즘이 개발되리라 예상된다.

## 참고문헌

- [1] 이 상 우, 압력 파형 분석을 이용한 전기 유압식 좌심실 보조장치 박출량 조절 알고리즘, 서울대학교 대학원 의용생체공학과 석사학위 논문, 1995
- [2] 정 찬 일, 좌심실보조장치의 컴퓨터 모델, 서울대학교 대학원 의용생체공학과 석사학위 논문, 1994
- [3] 최 진 욱, 전기유압식 좌심실보조기 개발에 관한 연구, 서울대학교 대학원 의학과 의공학 전공 박사학위논문, 1992