

전기유압식 좌심실 보조장치의 유입혈류량 조절 알고리즘의 개발

°최재순, 최원우, 조영호, 박성근, *민병구

서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공 *서울대학교 의과대학 의공학교실

Development of an Algorithm for Regulation of Inlet Blood Flow in Electrohydraulic Left Ventricular Assist Device

°Jaesoon Choi, Wonwoo Choi, Yunggho Jo, Seongkeun Park, *Byounggoo Min

Dept. of Biomedical Engineering, Seoul National University

*Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

요약

전기유압식 좌심실 보조장치에서 모터 전류 파형을 정보로 하여 작동기의 이완기 속도를 조절함으로써 좌심방으로부터 유입되는 혈류량을 조절하는 알고리즘을 개발하였다. 전기유압식 좌심실 보조장치에서는 혈액의 유입이 능동적으로 이루어지므로, 좌심방 함몰로 인한 심근 손상 및 외부 공기 유입으로 인한 색전증을 방지하기 위해 유입혈류량을 현재 좌심방 내의 상태에 따라 적절히 조절해 주어야 한다. 좌심방 내의 혈액량 정도는 혈액을 유입해 내는 작동기의 이완기 동작 시에 소모되는 에너지 크기에 반영되고, 작동기를 구동하는 모터에 들어가는 전류의 크기는 작동기에 공급되는 에너지에 비례하므로, 이 전류 파형의 정보들을 통해 좌심방 내의 상태를 추정해 볼 수 있다. 본 논문에서는 퍼지 로직을 적용하여 모터 전류 파형의 이상 유무를 판단한 뒤 이에 따라 작동기의 이완기 속도를 조절하는 알고리즘을 개발하여 모의순환장치 실험을 통해 그 실효성을 검증한 결과를 정리하였다.

서론

좌심실 보조장치는 관상동맥질환, 개심수술 등으로 좌심실의 기능이 손상된 환자에게 시술하여 약해지거나 제기능을 상실한 좌심실을 대신하여 좌심방으로 유입되는 동맥혈을 대동맥으로 박출해 주는 보조펌프이다. 유입관은 대개 좌심방이나 좌심실쪽 심첨부(Apex)에 연결하며, 박출관은 대동맥에 연결한다.

박동성(pulsatile) 펌프는 구동방식에 있어 크게 공압식과 전기유압식의 두 종류가 있는데, 좌심방으로부터 혈액을 흡입해 낼 때, 공압식은 약간의 음압을 걸어준 뒤 수동적으로 혈류유입을 기다리고, 전기유압식은 유체를 능동적으로 끌어 당겨준다. 공압식의 경우에는 압축공기와 진공을 만들어 내는

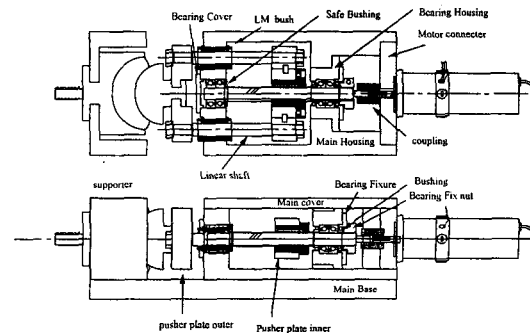


그림 1. 좌심실 보조장치 구성도

장치가 부피가 크므로 이식형에 적용하기에는 부적합한 단점이 있고, 전기유압식의 경우 컴플라이언스 챔버 등을 적용하거나 적응적인 작동기 속도조절 장치가 없을 경우, 좌심방 내의 혈액량에 비해 과도하게 혈액을 흡입해 넘으로써 캐놀러 연결 부위로 공기가 유입되어 색전증(embolism)을 유발할 가능성이 있는 단점이 있다.

전기유압식에서 이와같은 문제를 해결하기 위해 유체 내의 압력이나, 혈류량의 변화를 반영하는 다른 요소를 이용한 다양한 예들이 보고되고 있는데, 본 논문에서는 외부센서의 정보를 사용하지 않고 작동기의 구동에 들어가는 모터전류의 정보만을 이용하여 혈류량의 변화를 추정하고 이에 따라 작동기의 조건을 조정하여 과도한 혈액흡입을 미리 방지하는 알고리즘을 구성하여 모의순환장치실험을 통해 그 실효성을 검증하여 보았다.

이론

전기에너지는 전압이 일정하면 전류에 비례한다. 전기유압식 좌심실 보조장치에서는 구동모터에 들어가는 전류로 작동기가 소모하는 전기에너지를 알 수 있다.

좌심방 내의 혈류량의 변화에 따라 좌심실 보조 장치로 유입되는 혈류량이 달라지며, 이 변화는 전류파형에 반영된다. 모의순환장치 실험결과를 보면 수축기와 이완기 각각에서 순간 최대 전류와 전체 전류합이 유의미한 매개변수가 됨을 알 수 있다.

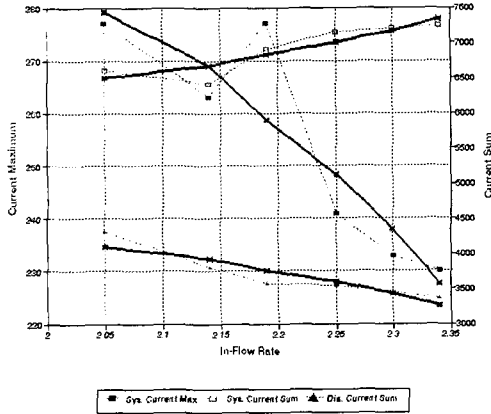


그림 2. 각 매개변수와 유입혈류량의 관계 (calibration을 거치지 않은 수치임)

유입혈류량이 적을 경우, 작동기의 밀판이동거리와 이완기 속도는 한 박동 내에서는 고정되어 있으므로, 혈액유입도판이나 작동기와 혈액체임버를 연결하는 유체도판, 벨로우즈 등이 압축하여 부족한 혈액부피를 보상하게 된다. 이 압축은 부가의 에너지 소모를 가져오므로 이완기 전체 전류합의 증가로 나타나게 된다. 반대로 좌심방 내의 혈액량이 많아 유입되는 압력이 높을 경우에는 작동기가 혈액 흡입을 위해 소모하는 에너지가 적어지므로 전체 전류합은 감소한다. 또한 수축기의 경우 이전 이완기에서 유입된 혈류량이 적은 경우 박출해야 하는 혈액량이 적으므로 전체 전류합이 감소한다.

순간최대전류의 경우는 파형 상으로는 뚜렷한 상대적 변화를 나타내지만, 실제 실험결과를 보면 분포의 편차가 커서 전류합에 비해서는 각 박동 간의 적은 양의 변화를 정확히 반영하기는 어렵다. 그러나 유입혈류량이 줄어들 때에 가장 먼저 민감하게 변화하는 것이 수축기 순간최대전류임이 실험을 통해 관측되었고, 이것은 유입혈류량의 빠른 변화에 대처하는 데에는 유용하다.

이 결과에 따르면, 전류합이나 순간최대전류가 적정 기준치보다 높거나 낮은 정도에 따라 작동기의 밀판이동거리 혹은 이동속도를 조정함으로써 유입혈류량을 좌심방의 상황에 맞추어 조절해 줄 수 있음을 알 수 있다. 그러나, 이러한 전류파형의 이용에는 다음과 같은 두 가지 면에서 문제점이 제기된다.

(1) 기준치의 설정

현재의 동작 상황에서 적정한 기준치가 얼마인가를 설정하는 문제이다. 밀판의 속도와 이동거리에 따라서도 전류의 크기가 변하지만, 전부하와 후부하 즉 좌심방압과 대동맥압에 따라서도 전류의 크기는 변한다. 가능한 모든 경우에 대해서 모의순환장치 실험으로 기준치의 표를 만들어 주는 일은 매우 비효율적일 뿐만 아니라, 실험의 오차나 측정값의 편차를 고려할 때 실제적인 방법으로 보기는 어렵다. 따라서 본 논문에서는 전류파형의 이용가능성의 검증에 중점을 두고 우선 실제 좌심실 보조장치가 적용될 때 가장 주요한 요구변수가 되는 박출량과 분당박출횟수를 기준으로, 전형적인 몇 가지 조건에 대해서만 모의순환장치 실험에서 기준치를 구하였다.

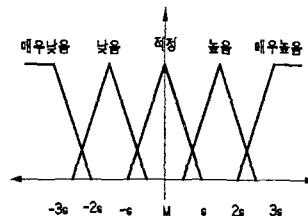
PO	PR	SV	DV	SL	mscm	mddm	mssc	mdcs
2.5	80	17	19	5000	376	270	6625	4008
2.6	80	20	18	5000	475	209	7067	3667
3.0	70	13	13	5000	248	171	5561	3283
3.0	80	22	21	5700	589	269	8975	3816
3.0	90	20	20	5000	481	261	7023	3759
3.5	80	15	15	4900	190	306	4038	4533
3.5	90	15	15	4400	72	351	5057	5560

(PO: Pump Output, PR: Pump Rate, SV: Systolic Velocity, DV: Diastolic Velocity, SL: Stroke Length, mscm: mean systolic current maximum, mddm: mean diastolic current maximum, mssc: mean systolic current sum, mdcs: mean diastolic current sum)

표 1. 기준치

(2) 애매한 경계의 판단

약 5000회 정도씩 파형을 누적하여 기록해 본 결과, 대개 최대값과 최소값의 편차가 최대값의 10~15% 정도로 나타났다. 분산의 정도가 비교적 크기 때문에 각 조건 간의 경계가 절대적이지 않다. 따라서, 이러한 애매한 경계에서의 판단을 위해 퍼지론적 개념을 도입하였다. 수축기 순간최대전류와 수축기, 이완기 각각의 전류합의 3개 변수에 대해 '적정', '낮음', '높음', '매우낮음', '매우높음'의 5가지 판단을 하고, 밀판이동속도에 대해 '유지', '약간낮춤', '약간높임', '많이낮춤', '많이높임'의 5가지 출력을 내어주는 퍼지 제어기를 구성하였다. 예비실험의 결과로 얻은 분포도를 바탕으로 최대빈도를 보이는 값을 '적정'의 중심값으로 하고, 표준편차에 대해 그림과 같이 단계값을 정하였다.



-212- 그림 3. 퍼지분할 (M: 중앙값(최빈치), s: 표준편차)

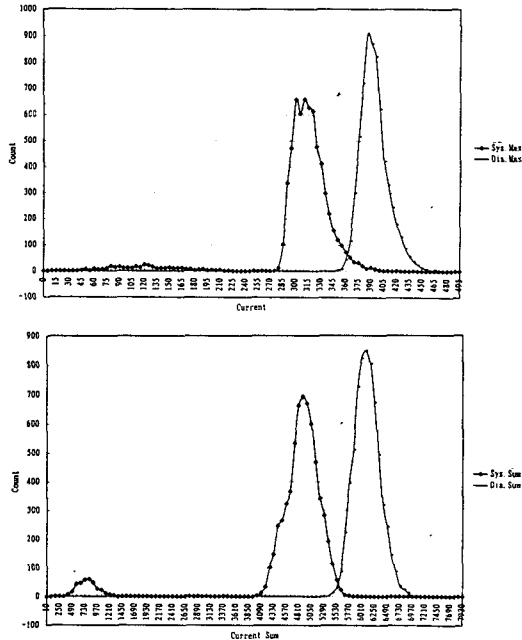


그림 4. 예비실험 결과의 예

규칙집합의 경우 3가지 입력변수의 판단결과가 출력에 주어질 영향이 비슷하므로 125가지의 가능한 모든 경우에 대해 각각을 고려하는 것이 비능률적이라고 보고, 아래와 같은 산술적인 판단규칙을 적용하여 퍼지판단과 비퍼지화를 함께 처리하였다.

$$\Delta V = \left(\frac{1}{k}\right) (F_{sm}W_{sm} + F_{ss}W_{ss} + F_{ds}W_{ds} - M)^2$$

ΔV : 속도변화량
 k : 비율조정상수

$$\frac{(\max(F_{sm})W_{sm} + \max(F_{ss})W_{ss} + \max(F_{ds})W_{ds} - M)^2}{\max(\Delta V)}$$

$\max(\Delta V)$: 최대 속도변화량

F_{xx} : 각 입력변수값에 대한 퍼지판단 결과 수치

'매우낮음' = 1 ... '매우높음' = 5

W_{xx} : 각 요소에 대한 가중치

M : $\sum F_{xx}W_{xx}$ 의 평균

사고상황에서 갑자기 좌심방압이 급격히 떨어지는 경우에 대해서는 순간 전류의 허용 최고치를 설정해 두어서, 이 이상이 되면 즉시 작동기를 정지시키고, 일정한 휴지기를 둔 후 낮은 속도로 다시 출발하도록 하는 방식으로 하였다.

방법

표1에와 같이 적정 기준치는 모의순환장치의 조건을 좌심방압 10-12 mmHg, 대동맥압 100-110 mmHg로 하고 각 박출량과 분당박출횟수에 대해

약 5000회 정도의 결과를 평균하여 구하였다.

퍼지로직은 감시장치로 사용하는 PC(CPU:Intel80386)의 감시프로그램 내에 구현하여 한번 박동이 끝날 때마다 전회의 결과를 바탕으로 속도를 조정하도록 하였다.

유입혈류량과 전류파형, 작동기의 속도를 플리그래프와 PC 감시프로그램으로 기록하였다.

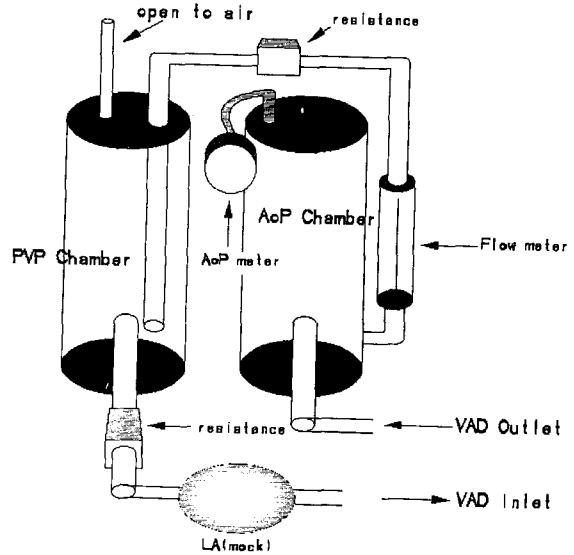


그림 5. 모의 순환 장치

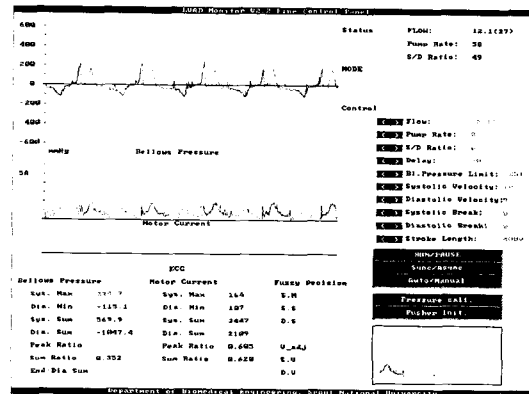


그림 6. 감시프로그램 화면

결과 및 토의

모의순환장치에서 유입혈류량의 감소를 모의하기 위해서 그림 5에서 보이는 모의 좌심방(Left Ventricle, LA) 전단의 저항을 조절하였다. 아래에는 저항의 변화에 따른 유입혈류량, 작동기 전류, 벨로우즈 압력의 파형을 관측한 결과를 나타내었다.

그림 7은 정상상태에서의 파형이다. 전류의 변화는 속도변화에 따른 것인데, 완만하게 일정한 수준을 유지하고 있음을 볼 수 있다.

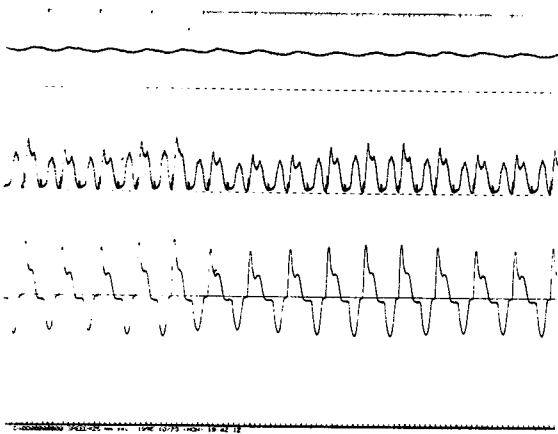


그림 7. 퍼지 제어기의 적용결과 1
-정상시의 regulation

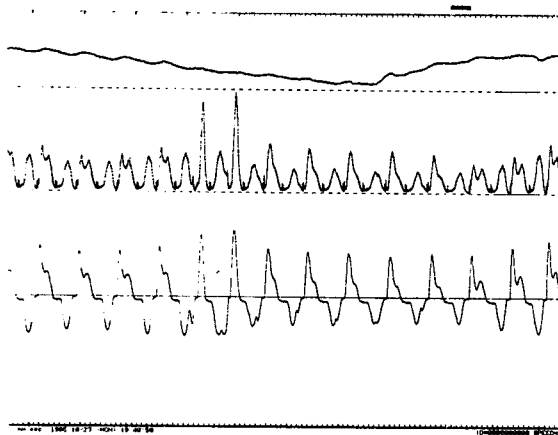


그림 8. 퍼지 제어기의 적용결과 2
-소속함수 조정 전

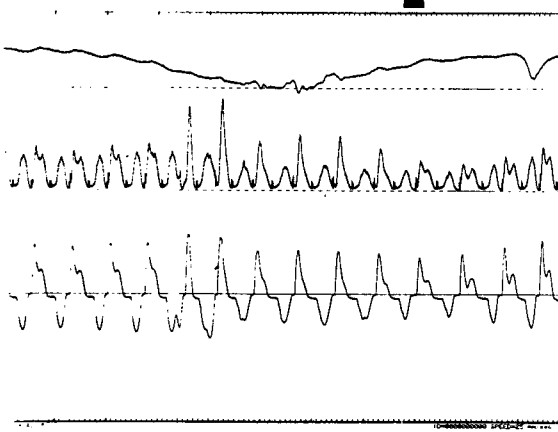


그림 9. 퍼지 제어기의 적용결과 3
-소속함수 조정 후

그림 8과 9는 입력단의 저항을 변화시켜 유입혈류량을 급속히 감소, 증가 시켜본 것이다. 제어기가 전류파형의 변화를 판단하고, 작동기의 속도를 줄여 전류의 크기를 줄이는 모습을 볼 수 있다. 먼저 실시한 실험에서, 유입혈류량의 감소에 대한 적절한 대응이 이루어지기까지 다소간의 지연이 있는 것이

관측되어 그림 8의 경우는 소속함수가 펼쳐져 있는 구간을 표준편차의 1/4을 단위로 결정하였고, 그림 9의 경우는 다시 폭을 줄여 표준편차의 1/6을 단위로 하였다. 그림 9의 경우 비교적 실제적인 속도변화가 이루어진 것을 볼 수 있다.

파형을 관찰해보면, 이상상태의 판단에 2회의 박동이 소요되고 있는 것을 볼 수 있는데, 이는 새로운 박동의 시작 이전에 그 회의 속도를 결정해 주어야 하는 현재 모터 제어기특성과 한 회의 박동이 끝나야만 판단을 내릴 수 있는 PC측 감시 프로그램의 특성이 상충됨으로 인해 중간에 한 박동이 변화없이 삽입이 된 것이다. 퍼지 제어기가 모터 제어기 내부에 내장되든지, 모터 제어기가 박동 중에도 속도를 변화시킬 수 있도록 내부 제어 프로그램을 보완하면 해결이 가능한 문제이다.

초기 판단은 비교적 정확하였지만, 계속적인 판단이 보다 적극적인 속도변화를 결정하지 못해, 실제 줄어든 유입혈류량에 충분히 대응할만한 상태로 되기까지는 4-5 박동 정도의 지연이 생기고 있다. 그림 8과 그림 9를 비교해 보면, 퍼지소속함수 모양에 변화를 주어 판단의 민감도를 높이는 것이 이 지연을 줄이는데 영향을 미침을 볼 수 있다. 이와 더불어 중앙값인 적정 기준치의 설정도 이 민감도에 영향을 주는데, 모의순환장치를 통한 비교적 조건들이 잘 통제된 실험에서도, 이러한 기준치들이 각 실험마다 얻어진 결과가 편차가 커서, 이를 미리 프로그램에 기정 상수로 내장하는 방식은 실효성이 크게 떨어짐이 문제로 지적되었다. 능동적으로 기준치를 스스로 변화시킬 수 있는 지능적인 적응 알고리즘의 개발이 필요할 것으로 본다.

결 론

현재 체외형 좌심실 보조장치의 경우 전기유압식은 많이 사용되고 있지 않지만, 이식형의 경우에는 소형화와 자연심장박동과의 동기 등의 장점으로 전기유압식이 많은 잇점이 있어 전기유압식 작동기의 지능적 제어에 대한 연구는 계속 진행될 필요성을 가지고 있다.

본 논문에서는 작동기에 들어가는 전류파형을 바탕으로 유입혈류량의 변화를 추정하여 작동기의 속도를 조절해 주는 알고리즘을 퍼지논리의 개념을 응용하여 구현하여 보았다. 모의순환장치 실험 결과 그 실효성을 확인하였으나, 제어기가 적절한 결과를 가져오기까지의 지연을 줄이기 위해서는, 적정 기준치와 그에 따르는 퍼지소속함수 형태의 적응적인 결정에 관한 연구가 더 진행되어야 할 것으로 지적되었다.

참고문헌

- [1] R. Kruse, J. Gebhardt, F. Klawonn, *Foundations of Fuzzy Systems*, John Wiley & Sons, 1994
- [2] 菅野道夫, *Fuzzy Control System*, 大英社, 1990
- [3] M. Yoshizawa et al, "Real-Time Cardiac Output Estimation of the Circulatory System Under Left Ventricular Assistance", *IEEE Trans. of Biomedical Engineering*, 1993
- [4] M. Yoshizawa et al, "Assessing Cardiovascular Dynamics During Ventricular Assistance", *IEEE J. of Engineering in Medicine and Biology*, 1994
- [5] C. Stoecklmayer et al, "An Artificial Neural Network-Based Noninvasive Detector for Suction and Left Atrium Pressure in the Control of Rotary Blood Pumps: An In Vitro Study", *Artificial Organs*, 1995
- [6] T. Nakatani et al, "An Abdominally Placed, Implantable Left Ventricular Assist System for Long-term Use", *ASAIO Journal*, 1992
- [7] J. Anbe et al, "Microcomputer-Based Automatic Regulation of Extracorporeal Circulation: A Trial for the Application of Fuzzy Inference", *Thoughts and Progress, Artificial Organs*, 1992