

## 모터구동형 완전이식 인공심장에서 전류파형의 분석에 의한 심박출량 자동제어 알고리즘의 개발

최 원우, 김 희찬, 민 병구  
서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학과

### A Study On the Automatic Cardiac Output Control Without Pressure Sensors for the motor-driven Totally Implantable TAH Using Motor-Current Waveform Analysis

**ABSTRACT**

In this paper a new cardiac output control method without pressure sensors is presented for the motor-driven totally implantable TAH using motor-current waveform analysis. Theoretical analysis and mock circulation system experiment results show that cardiac output of TAH, which is independent of afterload and sensitively dependent to preload, is well controlled for the independently variable preload.

Keywords : motor-driven totally implantable TAH, Automatic Cardiac Output Control, Current waveform analysis.

### 1. 서 론

인공심장에서의 심박출량의 제어는 인공심장이 생체순환계의 상태변화에 따라 요구되는 혈액량을 자인심장에서의 조절기능과 최대한으로 동일하게 조절하는 것이 그 목적이다. 현재까지 알려진 인공심장의 심박출량 제어요건을 크게 3가지로 요약하면 다음과 같다. [1][2][3][4][5]

- (1) 전부하(Preload)에 민감한 제어
- (2) 후부하(Afterload)에 둔감한 제어
- (3) 좌우 심박출량의 균형을 위한 제어

이를 위하여 여러가지 제어방식이 발표되었고[1][2][3], 여기에 필요한 생리적 제어인자들의 측정을 위하여 미국의 4대 인공심장 연구 그룹들에서는 하나 혹은 그 이상의 압력 센서를 사용하고 있다. [3][4][5] 한국형 인공심장의 경우에도 전부하의 측정을 위하여 두개의 압력 센서를 사용한 사례도 발표되었다. [1] 그러나 인공심장의 박동수가 100BPM일 때, 인공심장내의 모터가 하루에 144000번을 왕복운동하게 되므로 장시간의 구동에서는 압력센서의 성능에 이상이 생길 가능성은 크다고 볼 수 있고, 이 경우 심박출량의 제어는 불가능하게 된다. 따라서 본 논문에서는 알고리즘이 간단하여 제어시스템에서 사용하는 87C196KB micro-controller의 8Kbyte EPROM 내에 프로그램으로의 내장이 가능하며[8], 압력센서나 기타의 다른 센서를 사용하지 않고, 모터에 공급되는 전류파형으로부터 심박출량 제어인자들의 변화량을 추정한 후[2][4], 이로부터 스스로 심박출량을 조절하는 자동제어 알고리즘을 개발하여 모의 순환실험을 통해 그 성능을 확인하였다.

### 2. 전류파형의 분석

#### 2.1. 파형 생성에 관한 수학적 해석

모터 구동형 인공심장에서 모터를 구동하여 심박동수를 조절하는 속도프로필과 혈액주머니의 모양(그림(2))에 따른 대동맥압, 심박출량, 전류파형 생성에 관한 시뮬레이션을 수행하였다. 먼저, 체순환계를 등가인 전기회로로 모델링하면 그림(1)과 같다. 여기서,

- Q(t) : 단위시간당 대동맥으로 분출되는 혈액량(l/min)
- R1 : 대동맥 판막에의해 발생하는 저항
- R2 : 체순환계 저항
- C : 동맥혈관의 유연성

그러면 수축기와 이완기에서의 대동맥압은

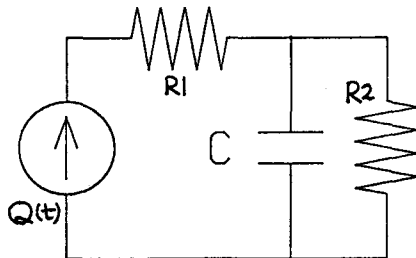


그림 1. 체순환계의 전기회로 모델링

$$AoP(t)_{sys} =$$

$$\left[ \int \left( \frac{Q(t)}{C} \exp(t/CR2) \right) dt + k_0 \right] \exp(-t/CR2) \quad \text{----- (1)}$$

$$AoP(t)_{dias} = AoP(T) \exp[-(t-T)/CR2] \quad \text{----- (2)}$$

여기서,  $k_0$ 는 초기조건에 의해 결정되는 상수이고  
 $T$ 는 심실 수축 소요시간

가 된다.

한편, 속도 프로파일의 형태와 혈액주머니의 모양으로부터 접촉면 적  $A(t)$ 와 속도 함수  $V(t)$ 의 곱으로 나타나는  $Q(t)$ 를 구할 수 있다. 그러면 식(1)(2)에서 대동맥압  $AoP(t)$ 를 계산할 수 있다. 또한 모터에 작용하는 thrust  $F(t)$ 와 power  $P(t)$ 는 다음과 같이 구할 수 있다.

$$F(t) = A(t)AoP(t) \quad \text{----- (3)}$$

$$P(t) = F(t)V(t) \quad \text{----- (4)}$$

$$= A(t)V(t)AoP(t)$$

이로부터 시뮬레이션에 필요한 인공심장의 파라미터를 표(1)과 같이 정할때 한국형 인공심장에서처럼 렌즈형의 혈액주머니의 경우 모터에 공급되는 전류파형은 그림(3)과 같다.

표(1) 전류파형 생성에 사용된 시뮬레이션 파라미터값

심박동수 (H.R.)	100 [BPM]
일박출거리 (S.L.)	20mm (64ml) (for linear motion)
R2	0.9 [mmHg. s/ml]
C	0.8 [ml/mmHg]

### 2.2. 전류파형의 구간별 특성분석

모의순환 실험에서 나타난 전류파형은 그림(4)와 같은데, 전부하에 따른 심박출량 제어에서는 심실수축기에 공급되는 전류파형이 중요한 역할을 하므로 이 시기에서의 파형을 각 소구간별로 나누어 분석하면 다음과 같다.

구간 1 : 모터의 정역회전운동으로 생긴 제어시스템의 PI 보상제어효과가 전류응답으로 나타난 모습이다. 생리적 상태와는 관계가 적으므로 특성인자로 채택하지 않는다.

구간 2 : 동용적 수축기

(Isovolumetric Contraction Period)

좌심실 수축후 증가되는 좌심실 내압이 대동맥압과 같아질 때까지 좌심실의 수축에 따른 부하가 전류응답으로 표현되는 시기이다. 기간이 자연심장에 비해 상대적으로 긴 편인데, 이것은 다음과 같은 이유로 모터에 의한 심실수축이 곧바

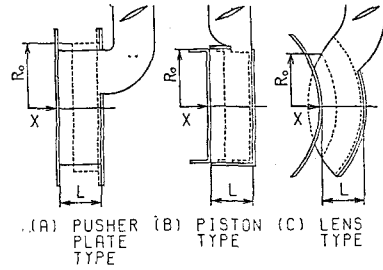
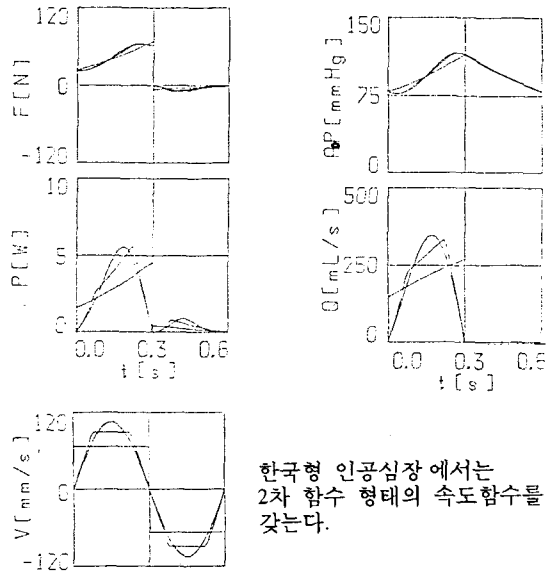


그림 2. 인공심장의 혈액주머니의 종류와 모양



한국형 인공심장에서는 2차 함수 형태의 속도함수를 갖는다.

그림 3. 시뮬레이션에 의해 생성된 전류파형

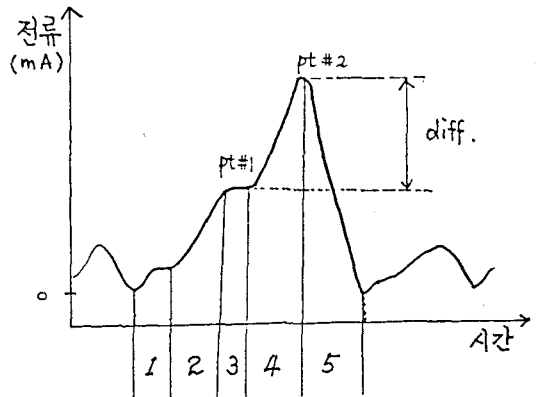


그림 4. 모터에 공급되는 전류파형

로 심실내압의 상승으로 이어지지 않기 때문이다.

- (i) full-fill, full-empty가 완전히 이루어지지 않았다.
- (ii) 혈액주머니의 유연성으로 수축에 따른 모양의 변형이 모터의 이동으로 감소된 체적을 보상한다.

구간 3 : 대동맥 판막이 열리는 시기이다. (P1) 이 위치는 그림(5-b)에서 혈류가 시작되는 위치와 일치하고 있는 사실로부터도 알 수 있다.

구간 4 : 구간 3과 합하여 심실구출기(Ejection Period)라 한다. 이 시기의 대동맥압력은 후부하(afterload)가 되고, 인공심장이 증가되는 후부하를 극복하여 혈액을 분출하며 수축하는 시기이다.

구간 5 : 대동맥압이 최고치에 도달했다가 확장기의 대동맥압으로 감소하면서 후부하의 감소, 속도프로필에서의 기준속도의 감소로 인해 전류가 급격히 감소하는 시기이다.

### 2.3. 심박동수 제어인자의 설정

전류파형의 특성인자로 P1과 Difference(이하 Diff)를 정하고, 생리적 상태에 따른 이들 인자들의 변화를 보기 위한 모의순환 실험으로 그 관계를 규명하였다. 실험에서 사용된 재료와 조절변수에 관한 사항은 표(2)와 같고, 이로부터 생성된 전형적인 전류파형은 그림(6)과 같다.

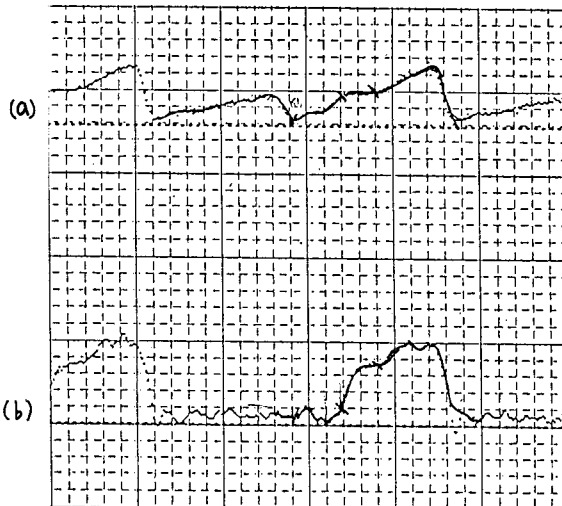


그림 5. 전류파형과 단위시간당 혈류량  
(a) (b)

표(2) 모의순환실험에서의 조절변수 및 판막의 종류

		전부하/후부하 추정실험	좌, 우심방입균형 실험
모터 조절 변수	S.L.	130 (650)	130 (650)
	H.R.	가변	고정
	D.T.	0	0
	Imb.	0	가변
생리 제어 변수	Br.F.	0	가변 (0 - 10 gallon)
	Aop	가변 (80 - 120 mmHg)	고정 (100 mmHg)
	LAP	중속 변수	독립 변수
	RAP	독립 변수	독립 변수
인공판막의 종류	mechanical type	mechanical type	

- S.L. : Stroke Length (일박출거리)
- H.R. : Heart Rate (심박동수)
- D.T. : Diastasis time (이완후 정지시간)
- Imb. : Imbalance factor
- Br.F. : Bronchial Flow (기관지 순환)

그 결과, 전부하 및 후부하에 따른 전류파형의 특성인자는 다음과 같은 양상을 띠고 있다.

- (i) High Afterload State - P1의 상승  
-  $\Delta P1 \approx \Delta Diff$
- (ii) Low Preload State - P1의 상승  
-  $\Delta P1 \ll \Delta Diff$

따라서 P1의 상승은 정상상태가 아님을 판별하는 기준으로,  $\Delta Diff$ 와  $\Delta P1$ 의 차이를 상태결정인자(State Determination Factor : 이하 S.D.F.)라 하여 전부하/후부하의 영향을 구별하는 인자로 정하였다. 다음의 그림(7)은 모의순환실험결과로부터 각각의 심박출량에 대해 RAP 및 AoP에 따른 심박동수 제어인자인 S.D.F.의 관계를 나타낸 그림이다.

### 3. 심박출량 자동제어 알고리즘

먼저, 생리적 상태를 추정하기 위하여 그림(7)의 (b)를 다음 그림 (8)과 같이 영역을 분할하고, 중요한 위치를 정의한다.

영역 1 : negative RAP로 인해 right atrium에 "Suction"이 발생하는 영역이다.

영역 2 : S.D.F.는 음의 값을 가질 수 없으나, Curve의 가상의 연장선(파선)을 생각하면 RAP의 상승을 예측할 수 있는 상태를 나타내는 영역이다.

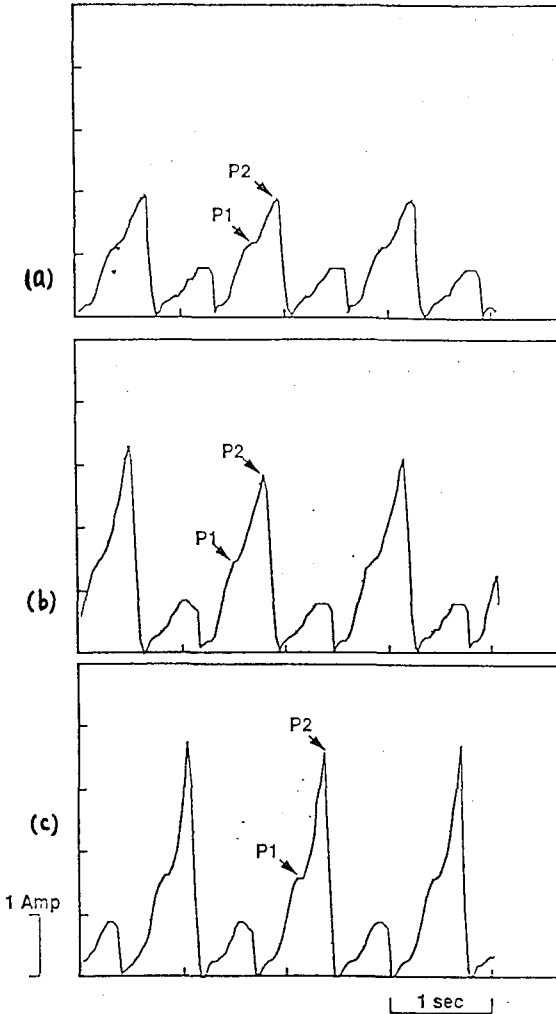


그림 6. 생리적 상태에 따른 전형적인 전류파형

- (a) 정상상태
- (b) 높은 후부하 상태
- (c) 낮은 전부하 상태

영역 3 : 정상상태의 RAP에서의 국소적 변화, AoP의 증감에 따른 변화를 나타내는 영역으로 심박동수가 regulation되는 영역을 말한다.

영역 4,5 : Suction이 발생, 혹은 발생 직전의 RAP의 심각한 감소를 나타내는 영역이다. (level은 실험에서 정한 값이다.)

(a)~(d) : 심박동수의 조절에 따른 심박출량 이동 Curve, O.P.(Optimal Point) :

현재의 심박동수가 생체의 상태에 따라 독립적으로 주어지는 RAP에 가장 최적임을 나타내는 위치이다.

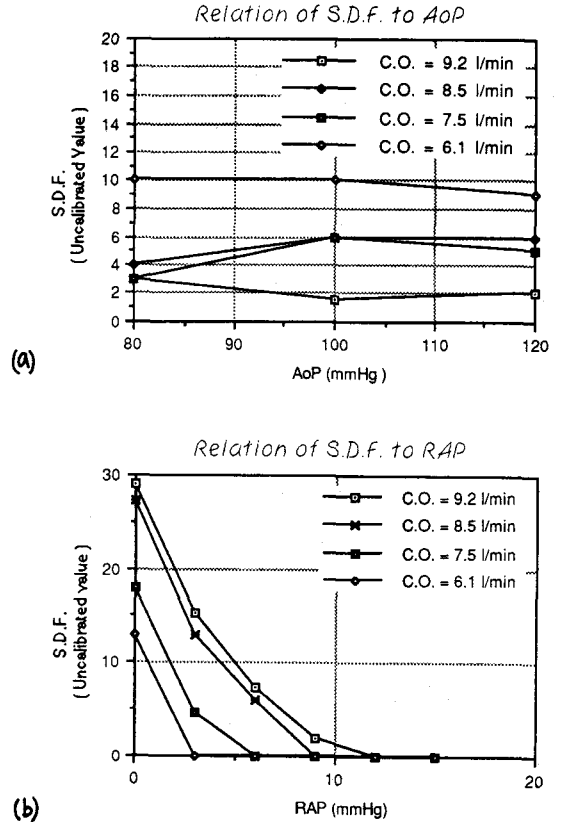


그림 7. 상태결정인자의 전부하 및 후부하와의 관계

이러한 정의를 바탕으로 생체내의 전부하의 상태를 다음과 같이 구분하여 이에 따른 해결책을 정리한다.

STATE 1 : RAP 상승 (그림 9-1)

solution ⇒ O.P.는 현재의 C.O. Curve에서 최적의 심박동수를 나타내고, S.D.F.에는 RAP의 상승효과가 나타나지 않는다. 따라서 S.D.F.가 영의 값을 가지는 한 심박동수를 계속 증가시킨다. 그러므로 동작점은 ①→②→③→④로 이어진다.

STATE 2 : Local Variation of RAP (그림 9-2)

solution ⇒ C.O. Curve (b)의 O.P. ③에서 출발했을 경우, RAP의 증가를 예측하여 심박동수를 증가하면 동작점은 ④로 이동하게 되고 만일, 예측이 빗나가서 RAP가 실제로는 상승하지 않았다면 동작점은 C.O. Curve (a)에서 더 이상 O.P. ④에 머물 수 없고, S.D.F.의 상

승과 더불어 C.O. Curve를 따라 ⑤로 이동한다. 여기에서 심박동수를 감소하여 RAP의 감소를 방지하지 않으면 S.D.F.는 계속 상승하여 결국에는 "Suction"을 발생시킬 것이다. 따라서 동작점 ⑤에서 ⑥으로 이동할 수 있도록 심박동수를 감소시킨다. 이로 인해 RAP가 상승하게되면 이에따라 S.D.F.도 감소하여 동작점은 ③으로 이동하고 다시 ④→⑤→⑥→③의 loop를 반복하면서 심박출량을 regulation한다.

STATE 3 : translation of H.R. regulation region for RAP decreasing (그림 9-2)

solution ⇒ state 2의 loop에서 RAP가 더 감소할 경우 동작점은 ⑥에서 ⑦로 이동할 수 있도록 심박동수를 더욱 감소시킨다. 이후 regulation loop가 ③→④→⑤→⑥에서 ②→③→⑥→⑦로 이동된다.

STATE 4 : 급작스런 RAP의 하강으로 Suction이 발생하기 직전상태 (그림 9-3)

solution ⇒ 동작점이 ③에서 ④로 이동된 직후 생체에서의 정맥귀환 혈류량이 급격히 줄어들 경우(자세변경, 출혈등) S.D.F.는 급상승하고 동작점은 곧바로 ③로 점프한다.이 위치에서 요구되는 RAP값은 아주 낮으므로 C.O. Curve(d)의 연장선상의 위치 ⑥' 로 동작점을 이동시키기위해 심박동수를 급감소시킨다. 그러면 S.D.F.도 감소하여 동작점은 ③로 이동한 후 ①→②→⑦→③'의 loop를 형성하며 심박출량을 유지시킨다. 만일, 동작점 ②에서 S.D.F.가 영의 값을 가지면 (실제로 RAP가 상승할 경우) 다시 State 1의 상태로 되돌아간다.

### 4. 모의순환실험 결과 및 고찰

본 논문에서 제시한 전류파형으로부터의 심박출량 자동제어 알고리즘으로 모의순환실험을 한 결과, RAP를 독립변수로 조절하여 이에대한 C.O. Response와 LAP Response가 그림(10)에 나타나있다. 서론에서 서술한 심박출량 제어요건에 부합되는 결과이다.

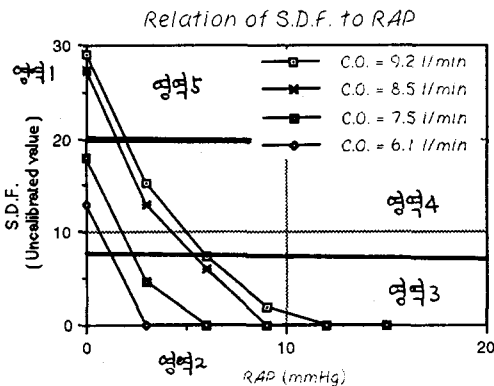
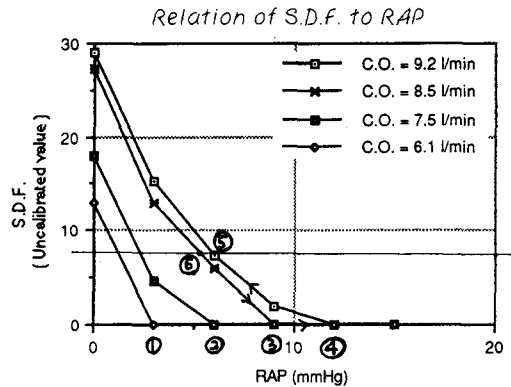
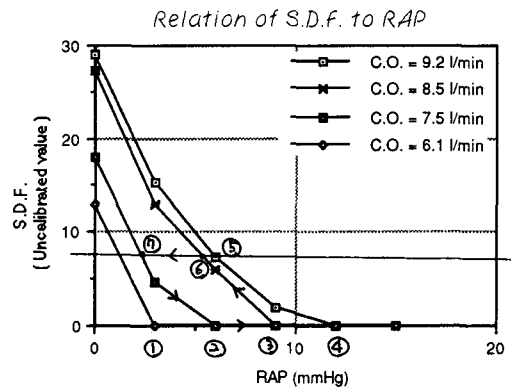


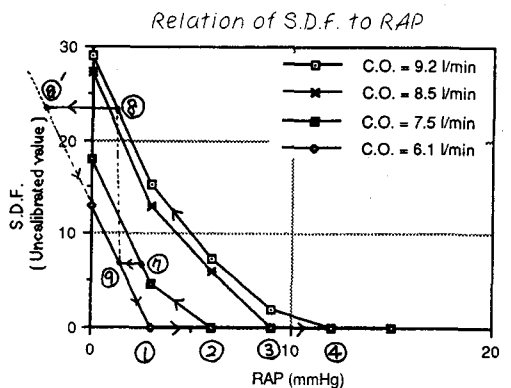
그림 8. 상태결정을 위한 영역구분



9-1



9-2



9-3

그림 9. 생리적 상태에 따른 심박출량의 제어 모식도

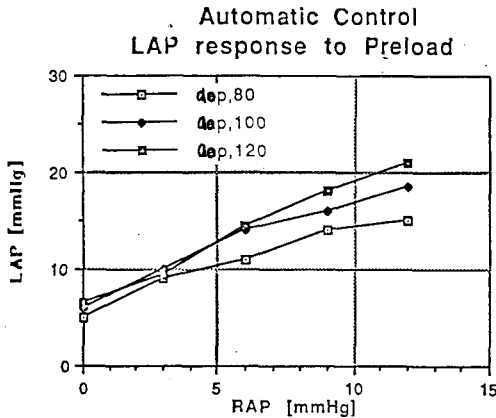
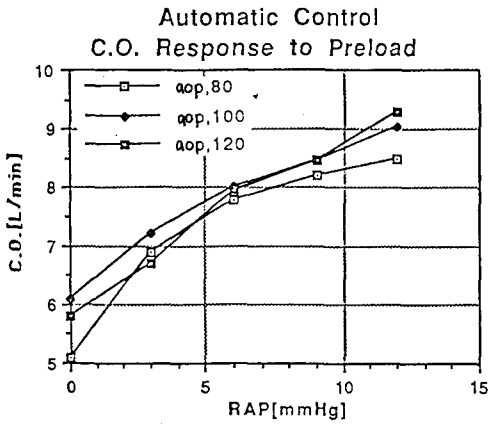


그림 10. 모의순환실험결과

(a) 전부하에 대한 심박출량 결과

(b) 전부하에 대한 좌심방압 결과

## 5. 결론

본 논문에서는 완전이식형 인공심장의 심박출량 자동제어방식을 구현하는 방법으로 압력센서나 기타의 다른 센서를 사용하지 않고, 모터에 공급되는 전류파형으로부터 심박출량 제어인자들의 변화량을 추정한 후, 이로부터 스스로 심박출량을 조절하는 자동제어 알고리즘을 확립하여 모의 순환실험을 통해 그 성능을 확인하였다. 그러나 심박출량의 완전 자동제어요건을 만족시키기 위해서는 좌, 우심박출량간의 차이를 보상하는 균형제어방식도 검토된 완전 자동제어 방식의 개발이 향후 해결해야 할 과제로 남아있다.

## 참고 문헌

[1] H.C.Kim, "A Study on the Control of Motor-driven Artificial Heart", Ph.D thesis, 1989

[2] S.H.Lee, "A Study on the Control of Korean Total Artificial Heart and Transcutaneous Energy Transmission Method", Ph.D thesis, 1992

[3] A.J.Snyder, "Automatic Electronic Control of an Electric Motor-Driven Total Artificial Heart", Ph.D thesis, 1987

[4] A.C.Guyton et al, "Relative importance of venous and arterial resistances in controlling venous return and cardiac output", Am J Physiol., 1959

[5] H.C.Kim, "Development of Micro-controller based Automatic Control System For the Electrohydraulic TAH", report of U.of Utah, 1990

[6] J.Trinkl et al, "Control of Pulsatile Rotary Pumps Without Pressure Sensors", ASAI0, vol. 37, No. 2

[7] A.J.Snyder et al, "Noninvasive Control of Cardiac Output for Alternately Ejecting Dual-Pusherplate Pumps", Artificial Organs, 1992

[8] S.H.Lee, W.W.Choi, B.G.min, "Development of A Totally implantable TAH Controller", ASAI0, vol. 37, No. 3

[9] Yukiyasu Sezai, "Artificial Heart", W.B.SAUNDERS Company, 1992