

2중 적응제어방식에 의한 전치환 인공심장의 전부하에 민감한 심박출량 조절

이상훈* · 김인영** · 안혁*** · 민병구**

= Abstract =

The Preload-Responsive Regulation of Cardiac Output in Total Artificial Heart Using Dual Adaptive Controller

Sang Hoon Lee*, In Young Kim**, Hyuk Ahn***, Byoung Goo Min**

This paper proposes an adaptive technique for the cardiac output regulation of a pendulum type electromechanical TAH. This technique, which consists of two RLSE's and two PASTC's, performs its controllability over the TAH so that the m(RAP) and m(LAP) values remain close to their desired values under the assumption that the variation of m(RAP) and m(LAP) are dominated by the variation of C.O. and the difference between the left and right ventricular output, respectively. To evaluate the performance of the proposed control system, a simulation is performed by using a human model which contains physiologic, drug and treatment, artificial heart and noise models. As a result, dual adaptive controller showed that abnormal m(LAP) and m(RAP) could be recovered to the normal range within 10 minute and maintained desired value in steady state. The operation of this controller proved to be robust in spite of the rapid variation of human status.

1. 서 론

(접수 : 1993년 1월 13일)

* 단국대학교 의과대학 의공학과

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine,
Dankook Univ., Cheonan Chungnam

** 서울대학교 의과대학 의공학교실

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

*** 서울대학교 의과대학 흉부외과학교실

Dept. of Thoracic Surgery, College of Medicine, Seoul
National University, Seoul

*** 본 연구는 1990년도 서울대학교병원 대단위연구비의 지원으로 이루어졌음.

자연심장상의 기능을 대신하기 위한 공압식이나 전기기계식 인공심장에 있어 생체의 생리적 조건에 맞는 심박출량의 조절은 인공심장의 운영에 중요한 요소가 되어왔다. 특히 생체는 비선형이고 시변이기 때문에 파라미터의 변화에 대한 적응력이 우수한 제어방식이 많은 관심을 끌어 왔으며, 이 중에서도 적응제어방식이 많이 사용되고 있다. B. C. McInnis는 좌우 심실을 구동하기 위한 공기압을 입력으로 하고 평균 대동맥압(이후 m(AoP)), 평균 심박출량(이후 m(C.O.)), 평균 폐동맥압(이후 m(PAP))을 출력으로 하는 multi-input-multi-output(이후 MIMO) 적응제어기를 구성하고 RLC 소자로 구성된 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascu-

lar model)에 의한 시뮬레이션으로 인공심장의 제어에 적응제어방식을 사용할 수 있는 가능성을 제시 하였다.⁽¹⁾ 한편 T. Shimooka는 좌심실 보조장치(left ventricular assist device : 이후 LVAD)의 음압(vacuum pressure)을 입력으로 하고 m(AoP)와 평균 좌심방압(이후 m(LAP))을 출력으로 하는 single-input-multi-output(이후 SIMO) 시스템에 적응제어 방식을 적용하였다.⁽²⁾ 이 외에도 T. Kitamura는 m(AoP)가 체순환계(systemic circulation)의 기계적인 임피던스의 변화에도 불구하고 일정하게 유지되도록 적응제어 시스템을 구축한 후 이를 생체실험(in-vivo test)을 통하여 평가하여 보았다.⁽³⁾ 그러나 B.C. McInnis나 T. Shimooka의 경우 적용한 생체모델이 간단한 RLC 소자로 구성되어 있기 때문에 생체가 갖는 여러가지 특성이 전혀 반영되지 않으며, 전기적 순환계 모델상에서는 잘 동작하는 제어 시스템이 실제 생체에 적용될 경우 그 유효성이 전혀 검증되지 않고있다. 또한 이들이 사용한 적응제어기는 강인성(robustness)과 지연시간(delay time)이 고려되지 않아 실제 발생 가능한 여러가지 돌발적인 상황에 어느정도 대처할 수 있는지도 평가되지 않았다. 그리고 위에서 언급한 그룹들의 경우는 주로 AoP 나 PAP의 조절에 중점을 두고 있으나 실제 인공심장을 생체의 생리적인 조건에 맞게 제어하기 위하여서 정맥으로 회귀되는 혈류량에 민감한 심박출량의 조절이 가장 기본적으로 이루어져야하는 중요한 요소이다.

본 논문은 적응제어 기법중 강인성이 뛰어난 2개의 pole assignment self tuning controller(이후 PASTC)를 사용하여 정맥으로 회귀되는 혈류량을 반영하는 m(LAP)와 m(RAP)가 일정하게 유지될 수 있도록 인공심장용 제어 시스템을 구성하였다. 이를 위하여 m(LAP)와 m(RAP)에 지배적인(dominant) 영향을 미치는 입력을 각각 좌우 박출량의 차이와 전 순환계를 흐르는 혈류량으로 두고, 각각 독립적인 single-input-single-output(이후 SISO) 형의 PASTC를 만든후 생리적 모델(physiologic model)에 적용시켜 성능을 평가하여 보았다. 본 연구에 사용된 생리적 모델은 J.E. Randell등에 의하여 개발된 생체 모델인 HUMAN-I모델을 기본으로 하고 인공심장의 특성을 반영하여 Turbo C로 프로그램화 하였다. 이 모델은 생리적 모델, 약물 및 치료모델, 인공심장 모델, 잠음모델등으로 구성

되어 있으며, 생체에서 발생가능한 현상들이 대부분 고려되어 있다. 따라서 기존의 다른 그룹들이 사용했던 전기적인 모델에 비하여 훨씬 실제적인 상황을 잘 표현하고 있다.

2. 인공심장 및 순환계의 모델링

2.1 자연심장 및 순환계의 특성

자연심장은 우심과 좌심으로 구성되어있고, 순환계는 그림 1)과 같이 허파로 혈액을 공급하여 가스교환을 하는 폐순환과 몸전체에 혈액을 공급하는 체순환으로 이루어져있다. 전신을 순환하여 돌아온 혈액은 상하 대동맥을 통하여 우심방, 우심실로 들어간 후 우심실의 수축에 의하여 폐로 보내어진다. 폐에서는 혈중의 이산화탄소와 산소의 가스교환이 일어나며, 산소가 풍부해진 혈액은 좌심방으로 돌아와 좌심실의 수축에 의하여 대동맥을 통한 전신순환이 이루어진다.

한편 심장은 매분 약 60-90회 정도 반복하여 수축 및 확장을 하는데, 이때 심박출량을 가변시킬 수 있는 제어 메카니즘으로는 다음과 같은 3가지가 있다.

- 1) Intrinsic Regulation
- 2) Neural Regulation
- 3) Hormonal Regulation.

여기서 intrinsic regulation은 심장의 전부하(pre-load)가 변화할때 1회 박출량이 변화하는 방식으로 Starling의 법칙이라고도 부른다. 그림 2)는 심장의 박출량과 전부하의 관계를 나타낸 것이다. 이는 심장의 sensitivity curve라고도 불리며 심장의 펌프기능을 반영한다. 병적인 심장의 sensitivity curve(c)는 전부하가 올라가도 박출량이 증가하지 않는 것을 보여준다. (a)는 정맥귀환곡선이라고 불리며 심장의 sensitivity curve와 정맥귀환곡선이 교차되는 점이 심장의 동작점(operating point)이 된다. neural regulation은 신경계 피드백(feedback)을 통하여 심박동수, 1회 박출량 및 수축력을 변화시킴으로 전체 심박출량을 조절하며, 주로 생체의 산소요구량이 신경계의 주된 feedback정보이다. 신경계에 의한 제어가 이루어질 경우 sensitivity curve에서의 동작점이 이동하며, 이는 심박출량의 변화를 수반한다. hormonal regulation은 혈액중에

- 이상훈 외 : 2중 적용제어방식에 의한 전치환 인공심장의 전부하에 민감한 심박출량 조절 -

분비된 호르몬의 작용으로 직접적으로 심장의 수축 및 확장을 제어한다.

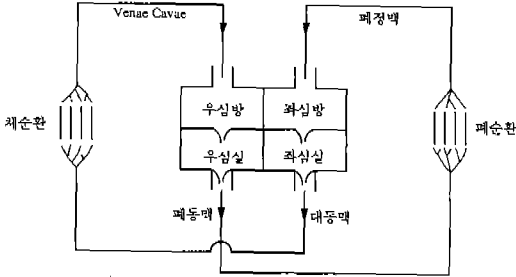


그림 1 순환계 시스템의 Schematic Diagram
Fig. 1 Schematic Diagram of the Cardiovascular System

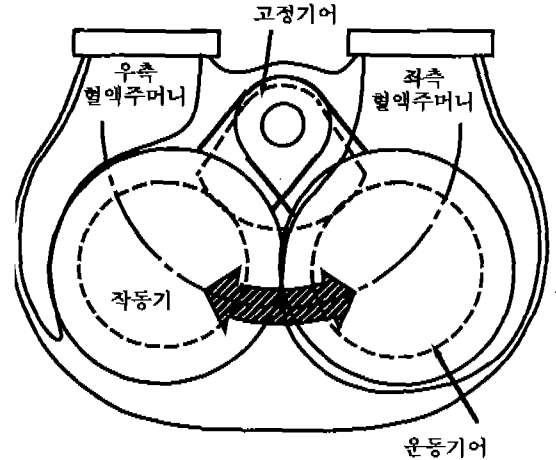


그림 3 진자형 인공심장의 원리도
Fig. 3 Schematic Diagram of the Pendulum Type Total Artificial Heart

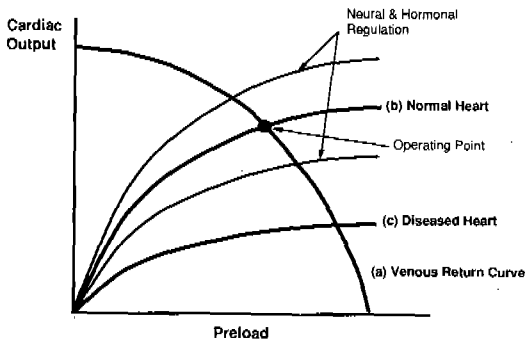


그림 2 자연심장의 Sensitivity Curve
Fig. 2 Sensitivity Curve of Natural Heart

2. 2 인공심장의 특성

본 논문에서는 인공심장은 진자형 인공심장(pendulum type total artificial heart)을 모델로 사용하였다.⁽⁴⁾ 이는 brushless DC모터를 동력원으로 사용하였으며, 그림 3)과 같이 모터를 감싸고 있는 실린더가 좌우로 진자운동을 함으로 혈액을 박출하는 구조를 가지고 있다. 여기서 심박출량을 조절할 경우는 모터의 회전속도나 실린더의 좌우 이동거리를 변화시키는데, 전자는 심박출량의 변화를 크게 조절할때 사용하며, 후자는 작은 심박출량의 조절을 위하여 사용한다. 진자형 인공심장으로 자연심장의 기능을 대신하기 위하여서 우선 다음과 같은 기본조건을 만족하는 제어가 이루어져야 한다.

첫번째는 심박출량이 전부하에 민감하게 반응해야 한다. 즉 전부하가 커지면 심박출량이 증가되고, 작아지면 심박출량이 감소되는 Starling법칙에 의한 조절이 이루어져야 한다. 두번째로는 좌우 심박출량이 균형을 이루도록 인공심장이 제어되어야 한다. 자연심장과는 달리 인공심장은 인조판막의 역류(regurgitation)나 기관지순환(bronchial circulation)등에 의하여 발생하는 심박출량의 불균형이 그대로 순환계에 노출되며, 이로 인하여 생명에 치명적인 영향을 미치는 폐울혈(lung edema)이나 신장, 간 등에서의 총혈(congestion)이 발생된다. 따라서 인공심장의 박출량은 이들 기본조건이 만족되도록 제어되는 것이 선행되어야 하며, 본 논문에서 이러한 제어조건을 만족하는 인공심장의 운영을 위하여 우선 다음과 같은 가정에서 출발하였다.⁽⁵⁾

1. $m(RAP)$ 는 심박출량의 변화에 가장 민감하게 반응한다.
2. $m(LAP)$ 는 좌우심박출량의 불균형에 가장 민감하게 반응한다.

따라서 이들의 관계를 다음과 같이 분리시켜 생각하면 다음과 같은 관계식을 쓸 수 있다.

$$m(RAP) = f(m(C.O.), m(C.O.)_L - m(C.O.)_R, \dots) = f(m(C.O.)) \quad (1)$$

$$m(LAP) = f(m(C.O.), m(C.O.)_L - m(C.O.)_R, \dots) = f(m(C.O.)_L - m(C.O.)_R) \quad (2)$$

여기서

$m(C.O.)_L$ 은 좌심실의 박출량이고 $m(C.O.)_R$ 은 우심실의 박출량이다.

이러한 가정하에서 생체에 부착된 인공심장의 원활한 운영을 위한 동작조건은 심박출량과 좌우 박출량의 차이를 조정하여 $m(LAP)$ 와 $m(RAP)$ 를 일정한 수준으로 유지시키는 것이다.

2. 3 순환계 시스템의 모델링

식 1)의 관계를 모델링 할 때, 순환계 시스템의 입력으로는 인공심장의 박출량이 되며, 출력으로는 $m(RAP)$ 가 된다. 한편 식 2)의 관계는 좌우심실의 박출량의 차이가 입력이 되고 $m(LAP)$ 가 출력이 되는 시스템으로 모델링할 수 있다. 식 1)과 2)를 block diagram으로 나타낼 경우 전달함수는 순환계 시스템의 전달함수가 된다. 순환계 시스템을 수학적으로 모델링하기 위하여 여러 사람들이 저차화된(reduced) 모델을 제시하였다. 여기서는 이 중 최근에 와서 많이 사용되고 있는 5 소자(element) 모델을 사용하였으며, 회로는 그림 4)와 같다. 이는 Frank에 의해 제시된 classical windkessel model에서 complianc를 inertance에 의해 2개로 나눔으로 약한 공진상태(weak resonance)를 만들어 주었으며, 다른 모델에 비하여 전 주파수 영역의 특성을 상대적으로 잘 표현하고 있다⁽⁶⁾. 5 소자모델을 근거로 하고 생체의 특성상 나타나는 지연시간을 고려하면 순환계를 다음과 같은 auto regressive moving average(이후 ARMA) 모델로 나타낼 수 있다.

$$A(t, q^{-1})y(t) = q^{-k}B'(t, q^{-1})u(t) + C(t, q^{-1})e(t) + d(t) \quad (3)$$

$$A(t, q^{-1}) = 1 + a_1(t)q^{-1} + a_2(t)q^{-2} \quad (4)$$

$$B'(t, q^{-1}) = b_0'(t) + b_1(t)q^{-1} \quad (5)$$

$$C(t, q^{-1}) = 1 + c_1(t)q^{-1} + c_2(t)q^{-2} \quad (6)$$

여기서 q^{-1} 은 shift operator이고 $y(t)$, $u(t)$, $e(t)$, $d(t)$ 는 t 시각에서의 샘플치로서 각각 $m(RAP)$ 혹은 $m(LAP)$, 심박출량 혹은 좌우 박출량의 차이, 잡음(noise) 및 오프셋(offset)을 나타낸다. 그리고 $e(t)$ 는 zero mean white gaussian으로 가정하고, k 는 지연 시간(T_d)을 샘플주기(sampling period)로 나눈 값 중 정수가 되는 값을 취하였다. 한편 지연시간의 경우는 생체에 따라 다르며, 같은 대상이라도 시간

에 따라 변할 수 있으며, 샘플링 주기는 플랜트(plant) 시정수의 1/6-1/3보다 작은값을 취하는 방식을 택하였다.

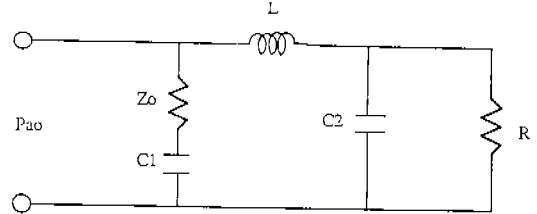


그림 4 5소자 모델(Five Element Model)의 회로도
Fig. 4 Five Element Model

3. 적응제어 시스템의 구성

생체를 대상으로 제어 시스템을 구축할 경우 가장 먼저 고려해야 할 사항이 안정성이다. 따라서 본 논문에서는 생체의 비선형성과 시변성을 고려하여 시변계수에 대한 적응력이 우수한 적응제어 방식을 택하였다. 한편 이러한 적응제어 방식중에서도 STR이나 STC는 예측기를 이용한 준최적제어(suboptimal control)방식이지만 안정도의 보장을 위해 지연시간이 정확하게 주어져야 하고 최소 위상계 등이어야 하는 조건이 있다. 또한 선형화와 저차화 모델링에 따른 unmodeled dynamics의 영향으로 고주파 잡음에 안정도를 손상시킬 수 있음이 지적되고 있다. 이에 반하여 PASTC는 페루프의 지정근이 미리 지정해준 안정근을 갖도록 제어기를 구성하는 방식이고 파라미터추정의 수렴과 coprime의 조건이 만족되면 전체 시스템의 안정도가 보장된다. 그리고 시변 지연시간의 문제도 예상 최대 지연시간까지 입력 계수를 확장시킴으로 간단히 처리할 수 있고, model mismatch에 대하여서도 둔감한 특성을 갖는 것으로 밝혀졌으며 토끼의 혈압제어등을 통하여 안정성을 충분히 평가하여 보았다.⁽¹²⁾

식 3)으로 주어지는 모델에서 플랜트와 모델간의 지연시간 mismatch는 적응제어기의 안정도에 매우 민감한 영향을 미친다. 따라서 여기서는 Wellstead가 제시한 $B'(q^{-1})$ 의 차수를 예상 최대 지연시간까지 확장시킴으로 내재적으로 보상해주는 방식을 택하였다. 제안된 시스템의 지연시간은

최대 60sec정도로 하였으며, 샘플주기 T_s 를 30sec로 하였을 때 K_{max} 는 2가 된다. 따라서

$$q^{-K_{max}}B'(t, q^{-1}) \rightarrow B(t, q^{-1})$$

$$B(t, q^{-1}) = b_1(t)q^{-1} + b_2(t)q^{-2} + b_3(t)q^{-3}$$

이를 식 3)에 대입하여 정리하면

$$A(t, q^{-1})y(t) = B(t, q^{-1})u(t) + C(t, q^{-1})e(t) + d(t) \quad (7)$$

한편 매 샘플주기 마다 식 7)의 계수를 추정해야 하는데 여기서는 recursive least square estimator(RLSE)에 의하여 구하였으며, forgetting factor는 0.90에서 0.95사이값으로 두었으며, 이때 추정된 모델은 다음과 같다.

$$\hat{A}(t, q^{-1})y(t) = \hat{B}(t, q^{-1})u(t) + \hat{C}(t, q^{-1})e(t) + \hat{d}(t) \quad (8)$$

여기서 “ $\hat{}$ ”는 추정값을 나타내며, 추정된 모델에 대한 극지정 제어기는 다음식으로 둔다.

$$F(t, q^{-1})u'(t) = -G(t, q^{-1})y(t) + H(t, q^{-1})r(t) - d_1(t) \quad (9)$$

여기서 $r(t)$ 는 기준치(reference value)이며, $F(t, q^{-1})$, $G(t, q^{-1})$, $H(t, q^{-1})$ 는 각 차수가 n_f , n_g , n_h 인 다항식이며, 이하 편의상 다항식의 연사자의 표기는 생략한다

식 8)과 9)로부터 페루프 시스템을 구축하면

$$(\hat{A}F + \hat{B}G)y(t) = \hat{B}Hr(t) + FCe(t) - \hat{B}d_1(t) + d(t) \quad (10)$$

한편 식 10)에서 offset을 제거하기 위하여

$$d_1(t) = \frac{\hat{F}}{\hat{B}}d(t) \quad (11)$$

로 둔다

식 10)으로 부터 원하는 페루프의 극점 T 로 극지정(pole assign)하기 위하여서는

$$\hat{A}F + \hat{B}G = TE \quad (12)$$

$$H = RE \quad (13)$$

의 식이 만족되어야 한다.

여기서 A, B 는 coprime이고 F, G, T, E 의 차수가 식 14)의 조건을 만족하면 Diophantine 식 12)의 해는 유일하게 주어진다.

$$n_f = n_b - 1 = 2$$

$$n_g = n_a - 1 = 1$$

$$n_e + n_t < n_a + n_b - 1 = 4 \quad (14)$$

식 9)로부터 제어입력 $u'(t)$ 를 다음과 같이 구할 수 있다.

$$u'(t) = (1 - F(t, q^{-1}))u'(t) - G(t, q^{-1})y(t) + H(t, q^{-1})r(t) - d_1(t) \quad (15)$$

그리고 식 15)와 같이 계산된 제어입력 $u'(t)$ 는 생체에 해를 입히지 않는 범위내에서 결정되어야 하며, 이를 위하여 다음과 같은 입력상한치와 하한치를 설정하였다.

$$\text{만약 } u'(t) > U_{MAX} \text{ 이면 } u'(t) = U_{MAX}$$

$$u'(t) < U_{MIN} \text{ 이면 } u'(t) = U_{MIN} \quad (16)$$

여기서 U_{MAX} 는 입력의 상한치이며, U_{MIN} 은 입력의 하한치이다.

4. Simulation 및 결과

4. 1 Simulation용 모델

제시한 PASTC를 평가하기 위하여 본 논문에서는 J.E. Randell등에 의하여 개발된 생체모델인 HUMAN-I 모델을 기본으로 하고⁽⁷⁾, 이 모델에서 영양이나 북막투석 등의 불필요한 부분은 제외시켰으며, 심혈관계와 약물의 투여는 부족한 부분을 보완하여 사용하였다. 심혈관계는 자연심장의 기능을 제거시키고 인공심장으로 대체시켰으며, 대동맥 판막과 폐동맥판막을 통한 혈액의 역류현상을 추가시켰으며, 기관지순환에 의한 체순환혈액의 좌심방으로의 귀환현상을 추가하여 모델링하였다. 그리고 약물투여에 대한 모델 중 인공심장 이식 수술 시 많이 사용되는 약물에 대해서 추가하였다. 이렇게 수정된 모델은 다음과 같은 4부분으로 크게 구성되어 있다.

4. 1. 1 생리적 모델

생리적 모델은 혈관계, 호흡계, 내분비계, 신경계 등 생체의 전반적인 생리적 기능을 포함하고 있으며, 약 60여개의 파라미터에 의해 생체 각 기관의 특성이나 주위 환경의 변화, 생체의 병적인 상태등을 나타내고 있다. 또한 이들의 적당한 조절에 의하여 실험동물의 상태나 주위환경등을 기술할 수 있으며, 이들을 기본으로 하여 생성되는 약 400여개의 내부 변수들에 의하여 생체 시스템의 시간적인 변화와 각 시스템의 상호영향을 기술할 수 있다.

4. 1. 2 약물및 치료모델

동물실험에서 사용되는 여러가지 약물들이 생체의 각 기관에 미치는 영향과 치료에 대한 생체의 반응들을 모델하였다. 주로 혈관계와 신경계에 영향을 미치는 약물들에 대하여 모델화 하였으며, 여기에는 혈관확장제, 혈관축소제, 이뇨제, 신경흥분제, 신경안정제등이 포함되어 있다. 치료법에 대한 모델은 인공호흡기, 수혈, 수액주사등을 포함하고 있다.

4. 1. 3 인공심장 모델

진자형 인공심장을 모델로 사용하였으며, 작동기(actuator)의 운동거리, 속도, 운동시 좌우 각도차이가 제어 파라미터가 되도록 하여 심박출량 및, 좌우 박출량의 차이를 조절할 수 있도록 하였다.

4. 1. 4 잡음모델

실제 실험적으로 여러 파라미터를 측정할 경우 측정상 발생가능한 잡음과 생체자체가 가지고 있는 잡음이 존재하게 된다. 여기서는 백색잡음(white noise)을 사용하여 발생가능한 잡음의 영향을 고려하였다.

4. 2 Simulation 방법및 결과

그림 5)는 보완한 모델을 메뉴방식으로 사용할 수 있도록 한 컴퓨터화면에 대한 그림이다. 이를 통하여 여러가지 생리적변수를 조절할 수도 있고, 인공심장의 구동조건들을 변화시킬 수도 있다.

그림 6)은 실험대상으로 사용된 모델과 PASTC를 제어기로 이용한 시스템의 block diagram을 나

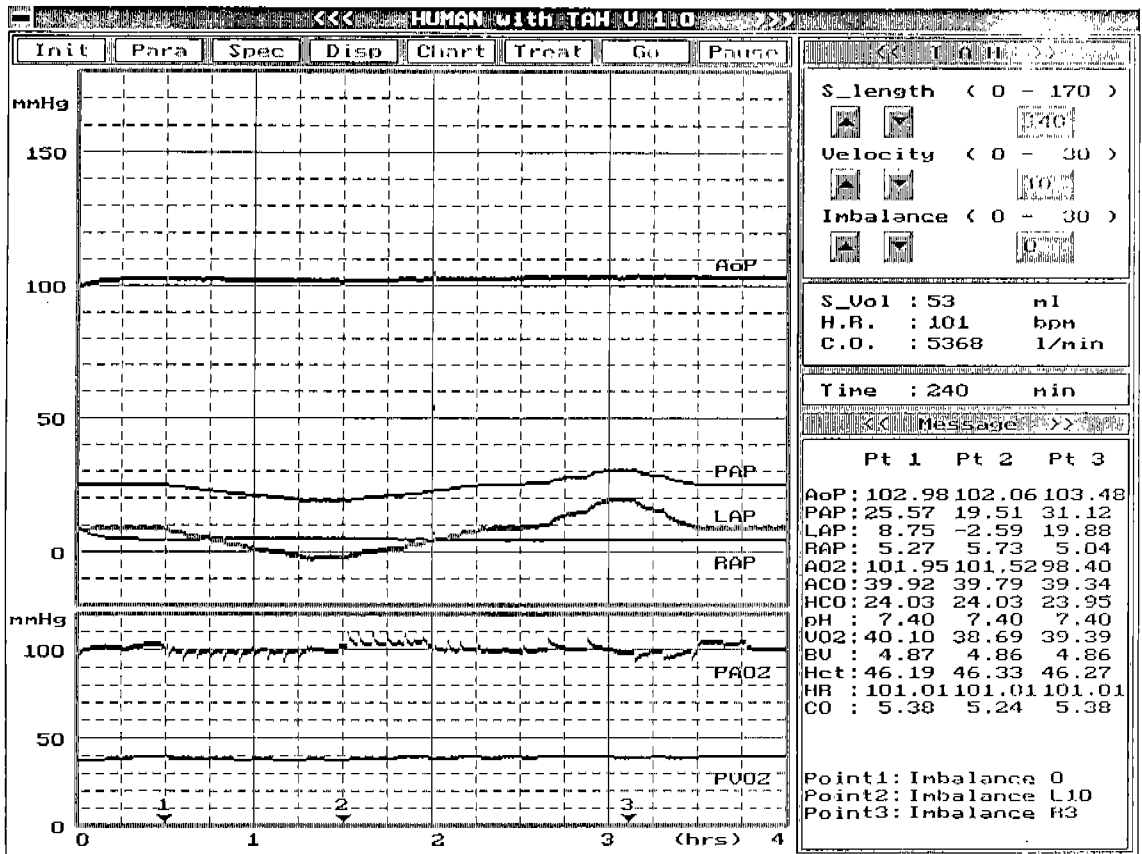
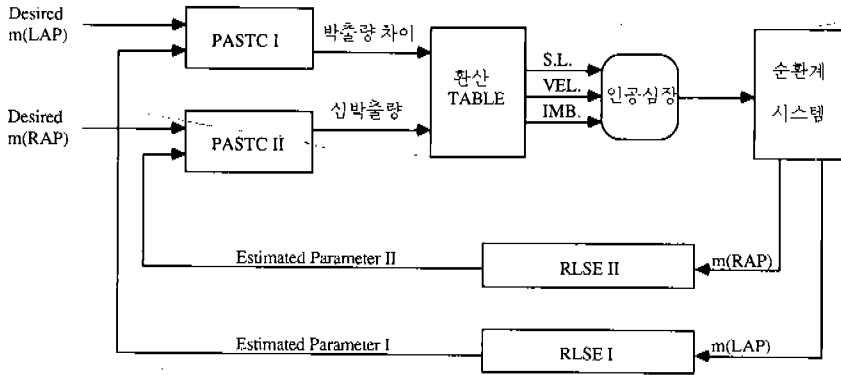


그림 5 시뮬레이션용 모델의 컴퓨터 화면
Fig. 5 Monitor Display of Computer Simulation

—이상훈 외 : 2중 적용제어방식에 의한 전치환 인공심장의 전부하에 민감한 심박출량 조절—



S.L. : 구동거리(Stroke Length)
 VEL. : 구동속도(Stroke Velocity)
 IMB. : 중간점으로 부터 좌우 이동거리의 차이

그림 6 제안된 제어시스템의 블록도(Block Diagram)

Fig. 6. Block Diagram of the Control System

타내고 있다. PASTC에서 결정된 심박출량은 환산 table을 통하여 TAH를 구동하기 위한 stroke length와 velocity 및 심박출량의 차이값으로 변환되며, 이에 의하여 인공심장이 동작한다. 한편 인공심장으로 부터 박출된 혈액은 폐순환 및 폐순환을 하게되며, 이때 측정되는 $m(RAP)$ 와 $m(LAP)$ 는 각각의 RLSE 입력으로 들어가 파라미터를 추정하게 된다. RLSE에서 추정된 파라미터들은 각각 PASTC 입력으로 들어가며, 여기서 심박출량 및 좌우 박출량의 차이값이 결정된다. 구성된 제어시스템의 성능을 평가하기 위하여 시뮬레이션 대상이 되는 모델을 우선 6가지의 비정상적인 상태로 만들었으며 이들은 다음과 같다.

- 1) $m(RAP)$ 는 정상이고, $m(LAP)$ 가 설정치보다 높을때
- 2) $m(RAP)$ 가 설정치 보다 높고, $m(LAP)$ 가 정상 일때
- 3) $m(RAP)$ 가 설정치 보다 높고, $m(LAP)$ 가 설정치보다 높을때
- 4) $m(RAP)$ 가 설정치 보다 높고, $m(LAP)$ 가 설정치보다 낮을때
- 5) $m(RAP)$ 가 설정치 보다 낮고, $m(LAP)$ 가 설정치보다 높을때
- 6) $m(RAP)$ 가 설정치 보다 낮고, $m(LAP)$ 가 설정치보다 낮을때

1)- 2)의 경우는 하나의 PASTC만을 가동하여 비정상적인 혈압을 정상으로 돌아 오는지를 보았

으며, 3)- 6)의 경우는 두개의 PASTC를 가동하여 두개의 비정상적인 혈압이 정상으로 돌아오는지를 보았다. 그림 7)은 1) - 6)의 경우에 대한 결과를 나타낸 것으로 모든 경우에 $m(LAP)$ 나 $m(RAP)$ 가 설정치로 수렴함을 알 수 있었고, 그림 8)은 3)의 경우에 대하여 추정된 파라미터값들을 그린 것이다. 한편 그림 9)는 생체의 위치나 자세가 변할 때 자주 발생하는 잠시동안의 비정상적인 상태에 대

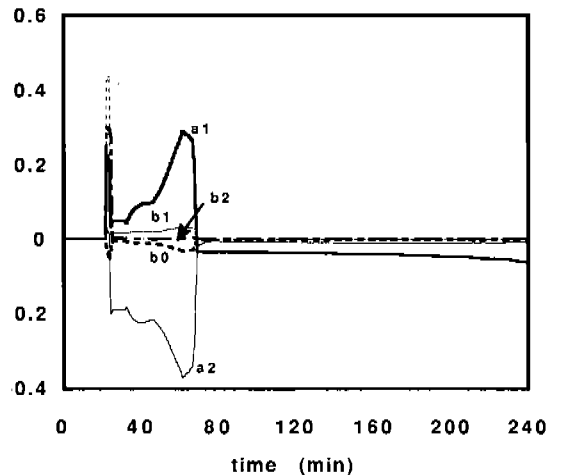
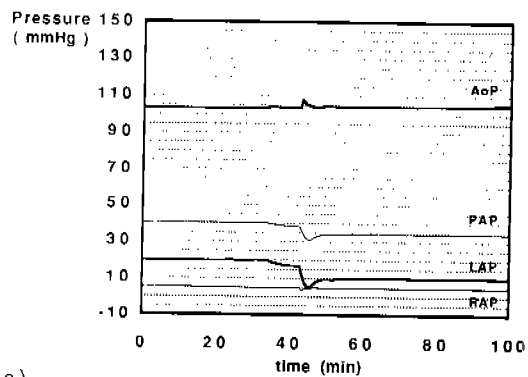
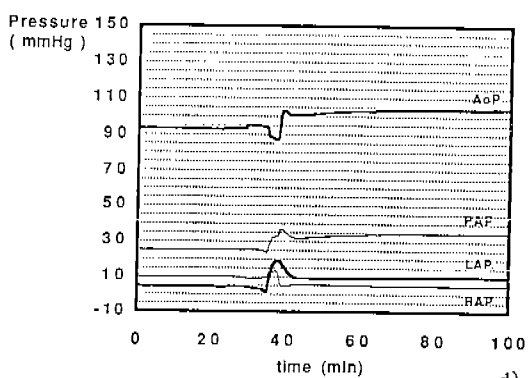


그림 8 $m(LAP)$ 가 15mmHg이고 $m(RAP)$ 가 10mmHg인 경우 추정된 파라미터의 값

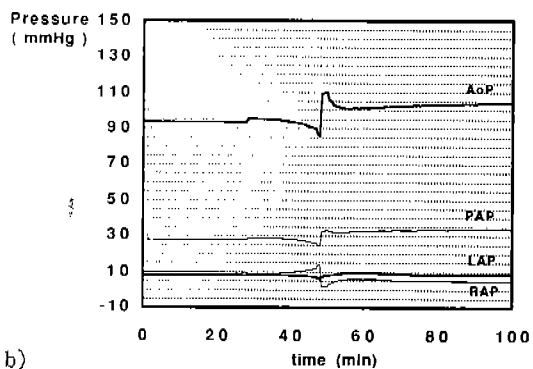
Fig. 8 Estimated Values of Parameters ($m(LAP)$: 15 mmHg $m(RAP)$: 10mm-Hg)



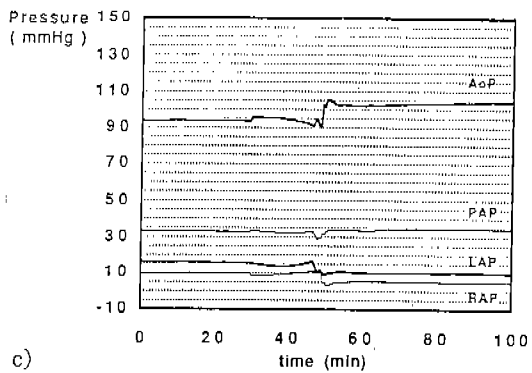
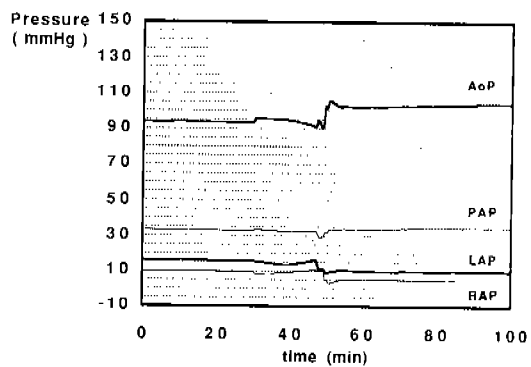
a)



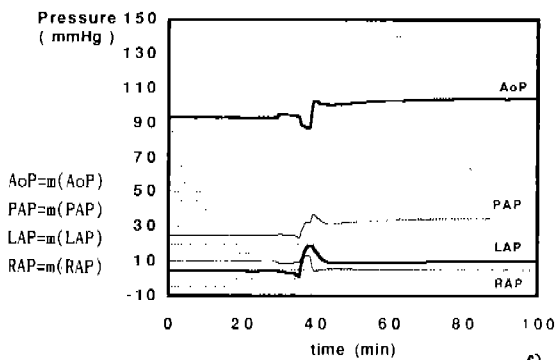
d)



b)



c)



f)

그림 7 제어시스템을 이용한 시뮬레이션 결과

m(LAP)와 m(RAP)의 설정치는 각각 10mmHg와 5mmHg

Fig. 7. Simulation Results (desired m(LAP) and M(RAP), 10 mmHg and 5 mmHg)

- a) m(LAP)가 20mmHg이고 m(RAP)가 정상치인 경우
- a) m(LAP) : 20mmHg, m(RAP) : 5mmHg
- b) m(LAP)가 정상치이고 m(RAP)가 10mmHg인 경우
- b) m(LAP) : 10mmHg, m(RAP) : 10mmHg
- c) m(LAP)가 15mmHg이고 m(RAP)가 10mmHg인 경우
- c) m(LAP) : 15mmHg, m(RAP) : 10mmHg
- d) m(LAP)가 5mmHg이고 m(RAP)가 10mmHg인 경우
- d) m(LAP) : 5mmHg, m(RAP) : 10mmHg
- e) m(LAP)가 20mmHg이고 m(RAP)가 3mmHg인 경우
- e) m(LAP) : 20mmHg, m(RAP) : 3mmHg
- f) m(LAP)가 6mmHg이고 m(RAP)가 3mmHg인 경우
- f) m(LAP) : 6mmHg, m(RAP) : 3mmHg

한 PASTC의 반응을 나타낸 것으로, 과도상태가 지난후 안정되게 설정치를 유지하고 있음을 보여 주고 있다.

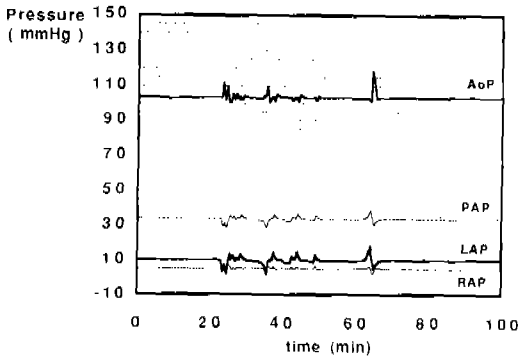


그림 9 생체상태의 순간적인 변화에 대한 제어시스템의 반응

Fig 9 Response of the Control System to Instantaneous Physiological Changes

5. 검토 및 결론

본 논문에서는 2개의 독립적인 PASTC를 사용하여 인공심장용 제어 시스템을 구성한 후 m(LAP)와 m(RAP)가 비정상적인 상태에서 정상적인 상태로 돌아오는지를 시뮬레이션을 통하여 평가하여 보았다. 우선 하나의 PASTC만을 사용하여 m(LAP)나 m(RAP)를 제어한 경우에는 예상대로 각각의 혈압이 정상치로 잘 수렴하였다. 한편 두

혈압을 동시에 제어하는 경우 m(LAP)와 좌우 박출량의 차이, m(RAP)와 전체 혈류량의 관계를 규정하는 두 기전(mechanism)이 실제로 완전한 독립적인 관계가 아님에도 불구하고 시뮬레이션 결과 정상적인 상태로 곧 수렴함을 알 수 있었고, 정상상태에서도 안정된 동작특성을 보여주고 있다.

또한 정상상태에서 급작스럽게 발생할 수 있는 비정상적인 상황에 대하여서도 잘 적응하여 빠른 시간내로 정상상태로 복원됨을 알 수 있었고, 이는 제시한 제어기의 강인성을 보여주는 한 예로 생각할 수 있을 것이다.

이러한 결과들은 다음과 같은 점에서 중요한 의미를 내포하고 있다.

- 1) 타 그룹의 시뮬레이션 모델보다 훨씬 실제상황을 잘 나타내는 생리적 모델을 개발하여 사용하였기 때문에, 실제와 유사한 상황에 대처할 수 있는 제어 시스템의 구현이 용이하리라 기대된다.
- 2) PASTC는 페루프의 지정근이 미리 정해진 안정근을 갖도록 하는 시스템이기 때문에 타그룹에서 사용된 적응제어시스템보다 강인성이 우수하며, 이를 순환계 시스템의 순간적인 변화에 적응하는 시뮬레이션을 통하여 확인하였다.
- 3) 실제구조는 MIMO인 시스템이나 이를 2개의 SISO인 시스템으로 나누어 적용함으로써 MIMO인 시스템을 사용했을때 보다 훨씬 간단한 추정 및 제어모델을 구성할수 있고, 이로 인한 모델화 에러의 축소와 시스템 구성의 간편성이 증가되었다.
- 4) 후부하보다는 전부하에 초점을 맞춘 제어방식이기 때문에 실제 인공심장 구동시 발생가능한 지

명적인 문제점들을 방지할 수 있을 것이다.

5) 지연시간이 고려되어 모델 mismatch에 둔감할 것이다.

한편 본 논문에서 제어대상으로 사용하고 있는 것이 생체이며, 전기기계식 인공심장이 제어입력을 제공하기 때문에 제어시에 고려해야할 복잡한 문제점들도 여러가지가 있으며, 이들중 대표적인 것으로 다음과 같은 것들이 있다.

1) 인공심장을 이식한 직 후 수심시간 동안은 동물의 상태가 매우 불안정하며, 이 경우에는 자주 발생하는 급작스런 파라미터의 변화로 인하여 과도상태가 장시간 유지될 수 있다.

2) 후부하에 대한 영향이 고려되어야 한다. 만약 순환계의 주변저항(peripheral resistance)이 커질 경우 후부하가 증가하며, sensitivity curve의 동작점이 변하게 된다. 따라서 이에 대응하는 $m(RAP)$ 의 설정치가 변화해야 한다. 또한 전체 혈액의 양이 부족한 경우에도 동작점이 변화해야 하며, 이는 $m(RAP)$ $m(LAP)$ 의 설정치가 변화에 대응하여야 함을 의미하며, 제어 시스템에도 이러한 상황이 반영되어야 한다.

3) 신경계나 호르몬등의 변화에 대응하는 총체적(integrated)인 제어 시스템이 구축되어야 한다. 이 경우 고려해야할 파라미터의 모든 관계를 수식적으로 표현하는 것이 불가능하며, 따라서 fuzzy logic이나 신경 회로망에 의한 제어 시스템의 구축이 요구된다.

4) 실제 인공심장의 동작특성과 심박출량 및 좌우 박출량의 차이가 갖는 관계를 명확하게 규명해야 하며, 이를 위하여 많은 모의실험 및 동물실험이 수반되어야 한다.

6. 참고 문헌

- 1) B.C. McInnis, J.C. Wang, "Adaptive Control System for the Artificial Heart", IEEE Fronteers of Engineering in Health Care-1982.
- 2) T. Shimooka, Y. Mitamura, T. Yuhta, "Investigation of Parameter Estimator & Adaptive

Controller for Assist Pump by Computer Simulation", Artificial organs, Vol 15, No.2, 1991.

- 3) T. Kitamura, K. Matsuda, H. Akashi, "Adaptive Control Technique for Artificial Hearts", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-33, No.9, September 1986.
- 4) B.G. Min, H.C. Kim, S.H. Lee et al, "Design of Moving-Actuator Total Artificial Heart (Korean Heart)", Artificial Heart 3, Springer-Verlag, Tokyo 1991.
- 5) A.G. Guyton, "Medical Physiology", W.B. Saunders, 1981.
- 6) S.M. Toy, J. Melbin, A. Noordergraaf, "Reduced Models of Arterial Systems", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No 2, February 1985.
- 7) J.E. Randell, "Microcomputer and Physiological Simulation", Raven Press, New York, 2nd ed, 1987.
- 8) S. Takatani, H. Harasaki, S. Suwa, S. Murabayashi, R. Sukulac, G. Jacobs, R. Kiraly, Y. Nose, "Pusher-Plate Type TAH System Operated in the Left and Right Free-Running Variable Rate Mode", Artificial Organs, Vol.5, No.2, 1981.
- 9) P.E. Wellstead, D. Prager, P. Zankei : "Pole Assignment Self-Tuning Regulator", PROC. IEE, Vol. 126, No. 8, August 1979.
- 10) A. kamiya, T. Togawa, T. Kobayashi, W.H. Gibson, T. Akutsu : "Effects of Unphysiological Factors on Cardiac Output Regulation during Artificial Heart Pumping", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. BME-22, No.3, May 1975.
- 11) K.J. Astrom, B. Wittenmark : "Computer Controlled Systems Theory & Design", Prentice Hall, 1990.
- 12) 김영철, 박용식, 이상훈, 민병구, 양홍석 : "생체계 혈압조절을 위한 적응제어", 전기학회 논문지 제 36권 제 7호 1987년 7월