

전류파형분석에 의한 완전이식 인공심장의 심박출량 자동제어 알고리즘

° 최원우*, 김희찬*, 민병규*

* 서울대학교 의용생체공학과

Automatic Cardiac Output Control Algorithm for Total Artificial Heart by Current Waveform Analysis

° Won Woo Choi*, Hee Chan Kim*, Byoung Goo Min*

* Dept. of Biomedical Eng., Seoul National University

ABSTRACT

In this paper, a new automatic cardiac output control algorithm without any pressure sensors for the motor-driven electromechanical total artificial heart(TAH) was developed using motor current information. In the previous studies, many transducers were utilized to obtain informations of hemodynamic states for the automatic cardiac output control. But such automatic control with sensors has some problems. To solve these problems, I proposed a new "sensorless" automatic cardiac output control algorithm providing the adequate cardiac output to the time-varying physiological demand without right atrial collapse. In-vitro tests were performed to evaluate the performance of a new algorithm and it satisfied the basic three requirements on the pump output response through the mock circulation tests.

I. 서론

현대에 있어서 심장질환은 치사율이 상당히 높은 질병 중의 하나로 80년대초 미국에서는 압으로 사망한 환자의 2배 이상인 것으로 보고되었다. 심장은 인체의 다른 내장 기관에 비해 상대적으로 단순한 기능을 수행하기 때문에 심장 질환자 중 자연심장으로 생명유지가 곤란할 때, 인위적으로 만든 혈액 펌프에 의하여 혈액을 공급함으로써 그 기능을 대신할 수 있어 인공심장의 필요성은 크다고 할 수 있다. 그림 1은 본 연구에서 사용한 한국형 인공심장의 구조를 나타낸 것이다. 좌,우 혈액주머니(Right, Left Sac)사이로 고정기어(Fixed Gear)에 물린 이동작동기(Moving Actuator)가 내부에 위치한 모터의 정역 회전운동에 따라 혈액의 능동유입과 박출을 유도한다.[1-4] 한편, 인공심장에서의 심박출량의 제어는 인공심장이 생체 순환계의 상태 변화에 따라 요구되는 혈액량을 자연심장에서의 조절기능과 최대한으로 동일하게 조절하는 것이 그 목적이다. 이를 위하여 현재까지 시도된 방법들은 여러가지가 있으며, 각각의 특성이나 장,단점들이 있지만 본 연구에서는 다음과 같

은 세가지 심박출량 제어요건을 사용하였다.[3] 즉, 첫째, 한국형 인공심장에서 요구되는 가장 기본적인 박출량 제어 기능으로 우심방으로 유입되는 혈류량인 전부하의 증감에 따라 민감하게 증감된 박출량을 제공하는 방식으로, 이는 Starling의 법칙으로 잘 설명된다.[5,6,8]

둘째, 인공심장의 좌심실 수축기에 혈액을 박출하며 받는 대동맥압을 후부하라 하는데, 심박출량이 후부하의 변화에는 상대적으로 무관하도록 제어해야 한다. 셋째, 좌,우 심실의 유효 박출량간의 차이를 보상하여 좌,우 심박출량의 균형을 유지하도록 제어해야 한다. 이러한 인공심장의 제어요건들을 만족시키기 위한 기존의 심박출량 제어방식에는 다음과 같은 몇가지 문제점을 지적할 수 있다.

첫째, 생체내의 혈압을 센서를 통하여 측정하고 이로부터 오퍼레이터가 인공심장의 박출량을 조절하는 수동제어 방식에서는 오퍼레이터가 환자와 항상 동행해야 하고, 주변장치는 환자의 활동을 불편하게 하는등의 문제점을 내포하고 있다.

둘째, 생리적 제어인자들을 추정하기 위하여 하나 혹은 그 이상의 압력센서나 광센서를 사용할 경우 센서 및 주변회로에 의해 시스템이 복잡해지는 문제점이 있다. 셋째, 인공심장의 박동수가 100 [BPM]일 때, 인공심장 내의 작동기가 하루에 144,000번을 왕복운동하게 되므로 장기간의 구동에서는 압력센서의 성능에 이상이 생길 가능성은 크다고 볼 수 있고, 이 경우 심박출량의 자동 제어는 불가능하게 된다.

넷째, 본 연구에서 사용하는 인공심장과 같이 우심방으로의 혈액유입을 능동적으로 수행하는 능동유입형 인공심장에서는 우심방의 협착이 발생할 가능성이 높다는 문제점이 있다. 따라서 본 연구에서는 알고리즘이 간단하여 제어시스템에서 사용하는 87C196KB micro-controller(intel)의 8Kbyte UVEPROM 내에 프로그램으로의 내장이 가능하며,[4,13,14] 압력센서나 기타의 다른 센서를 사용하지 않고, 모터에 공급되는 전류파형으로부터 혈류역학적 변수들의 변화량을 추정한 후, 이로부터 전술한 세가지 제어요건을 만족하며 능동유입형 인공심장에서 항상 문제가 되는 우심방의 협착없이

최대의 심박출량을 스스로 조절하는 자동제어 알고리즘을 개발하고 모의순환 실험을 통해 그 성능을 확인하였다.

II. 전류파형의 분석

인공심장의 좌심실 수축기에서 모터에 공급되는 전류파형은 그림 2와 같고 이를 각 소구간별로 나누어 분석하면 다음과 같다.

구간 1 : 작동기의 정역회전운동으로 생긴 제어시스템의 PI보상 제어효과가 전류 응답으로 나타난 모습이다. 생리적 상태와는 관계가 적으므로 생리적 상태를 추정하기 위한 특성인자로 채택하지는 않는다.

구간 2 : 동용적 수축기 (Isovolumetric Contraction Period)로 좌심실이 수축을 시작하면 좌심실 내압은 상승하여 즉시 좌심방 내압보다 커지므로 유입구인 승모판(Mitral Valve)이 닫히게 된다. 그러면 좌심실은 입구와 출구가 완전히 닫힌 채로 좌심실 내압이 대동맥압과 같아질 때까지 매우 급상승하게 되고 이에 따라 혈액주머니의 수축을 위해 모터가 소모하는 전류도 함께 증가되는 시기를 말한다.

구간 3 : 대동맥 판막이 열리는 시기(P1)이다. 이때는 계속된 심실수축으로 심실내압이 심실확장기의 대동맥 압력과 같아지게 되면, 대동맥 판막이 열리면서 혈액은 대동맥으로 분출되어 증가되던 심실내압이 순간적으로 일정한 수준을 유지하게 되고, 뿐만 아니라 대동맥 혈관의 유연성으로 인해 전류는 짧은 기간 동안 증가률이 낮은 시기를 갖는다.

구간 4 : 구간 3과 합하여 심실구출기(Ejection Period)라 할 수 있다. 이 시기의 대동맥압력은 후부하(afterload)가 되고, 인공심장이 증가되는 후부하를 극복하여 대동맥으로 혈액을 분출하며 수축하는 시기이다. 따라서 작동기 부하의 증가에 따른 전류의 상승이 나타나고 있는 모습이다.

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

III. 혈류역학적 변수의 추정

생체의 생리적 상태 변화와 주변순환계의 혈류역학적 특성 및 이에 따른 인공심장의 동특성에 대한 전체적인 수학적 모델링과 이로부터 생리상태와 전류특성간의 관계를 해석적인 방법으로 규명하는 것은 매우 복잡하여 자동제어 알고리즘의 단순성이라는 개발 목적에 부합되지 않는다. 따라서 본 연구에서는 해석적 방법이 아닌 실험적인 방법을 통해 전류 특성으로부터 생리적 변수를 추정하는 방법으로 알고리즘을 구현하였다. 즉, 전술한 전류파형의 특성분석으로부터 생리적 상태에 따라 그 결과로 나타나는 전류파형의 특성을 결정하는 파형

특성인자로 $P1$ 과 $(P2 - P1)$ 에 해당하는 Difference를 선정하고, 순환계의 상태변화에 따른 이들 인자들의 변화를 보기 위한 여러번의 반복된 모의순환 실험으로 그 관계를 간단하게 규명하였다. 그리고 생리 변수의 추정 알고리즘에서는 그림 3과 같이 $P1$ 과 Difference로부터 순환계의 상태를 추정하는 방식을 채택하였다. 한편, 실험방법에 대해 몇가지 가정을 하면 다음과 같다.

가정 1 : 전류파형은 내부 제어시스템의 87C196KB 마이크로 콘트롤러에 내장된 A/D Converter에 의해 약 3.33msec마다 샘플링 되어 외부제어 시스템인 IBM-PC의 Monitor에 그림 4와 같이 그래프로 나타난다.

가정 2 : 전류파형에서의 포인트 $P1$ 과 $P2$ 는 심박동수와 생리변수의 변화에 따라 시간축과 크기축상에서 모두 변이를 가지지만, 본 연구에서는 우선 간단히 크기축 방향의 변화 성분만을 고려한다. 또한 $P1$ 과 Difference의 크기는 편의상 실제값으로의 눈금조정이 안된 상대적인 상수 값을 사용한다.

가정 3 : $P1$ 의 시간축에서의 위치는 크기의 시간에 따른 변화율이 매우 낮은 범위의 영역에 들어오는 시작점으로 정하였다.

가정 4 : 본 연구에서는 인공심장의 용량을 최대로 활용하기 위하여 일박출량은 최대로 고정하고 심박동수만을 조절하여 심박출량을 제어하는 박동수 가변방식을 채택하고 이에 의거하여 일박출거리(Stroke Length)는 작동기가 65도의 회전면이각을 갖는 130(Uncalibrated Value)으로 한다.

가정 5 : 정상상태의 평균 후부하는 약 100mmHg라 가정하고, 이로부터 20mmHg의 변화량을 주어 후부하는 80, 100 그리고 120 mmHg의 세 경우에 대해 동일한 실험을 반복한다. 그리고 좌,우 심방압의 차이를 추정하는 실험에서는 후부하는 100 mmHg로 고정한다. 한편, 높은 후부하 상태라 함은 160에서 200 mmHg의 압력을 가질 때를 말한다.

가정 6 : 전부하 및 후부하의 추정을 위한 실험과 좌,우 심방압의 차이를 추정하는 실험은 각각 독립적으로 별도로 수행하였다. 따라서, 전자의 경우에는 좌,우 심방압의 차이는 고려하지 않아 Asymmetry와 기관지 순환비율을 영으로 하고, 후자의 경우에는 심박동수를 고정하고 주어진 전부하에 대해 그림 5와 같이 모의순환 장치의 대동맥(Aorta)에서 좌심방(Left Atrium:LA)으로의 회귀량을 조절하여 좌심방압을 조절함으로써 좌우심방압의 차이를 유발시키고 이에 따른 전류파형의 특성을 측정한다. 또한 이의 보상을 위하여 Asymmetry를 조절했을 때 나타나는 전류파형의 특성도 측정한다.

이와같은 실험방법에 대한 가정들하에서 모의 순환실험을 통하여 나타난 전부하 및 후부하 그리고 좌,우 심

방압의 차이에 따라 모터에 공급되는 전형적인 전류파형들은 그림 6과 같다. 그리고 그림에서 볼 수 있듯이 추정이 가능한 생리적 상태들에 대한 전류파형의 특성 인자는 다음과 같은 양상을 띠고 있다.

첫째, 높은 후부하 상태에서는 정상상태보다 P1이 상승하고, 이와함께 Difference도 또한 비슷한 정도로 상승하고 있다. 이것은 다음과 같이 설명할 수 있다. 즉, 후부하의 상승은 인공판막을 열고 혈액을 분출하기 위해 소모되는 전류의 전류의 상승을 초래하므로 P1은 상승한다. 뿐만 아니라 혈액의 분출이 시작된 후에도 높은 후부하를 극복하여 혈액의 비출을 유지하기 위해 전류의 소모량이 또한 증가하므로 P2가 상승하게 되고 Difference도 상승한다. 그리고 본 추정 알고리즘이 정량적인 수학적 분석을 토대로 한 것이 아니라 실험을 통한 정성적인 경향을 토대로 하고 있으므로 정량적인 결과로서 P1과 Difference의 상승량의 정도가 비슷함을 반복적인 실험을 통해 확인하였다.

둘째, 낮은 전부하 상태에서는 P1의 상승과 함께 Difference가 큰 폭으로 급격히 상승한다. 이는 다음과 같이 설명할 수 있다. 즉, 심실 수축의 초기에 낮은 전부하로 인해 우심방은 곧바로 협착을 일으키고, 이로인한 부하가 소모 전류의 상승으로 이어져 P1이 상승하게 되고, 또한 심실수축이 더 진행될수록 우심방협착에 따른 부하가 더욱 커지므로 P2는 급상승하여 그림6-(d)와 같이 뾰족한 형태를 갖는다. 따라서 높은 후부하 상태와는 달리 P1의 상승폭보다는 Difference의 상승폭이 상당히 크게 된다.

세째, 좌심방압이 우심방압보다 낮은상태에서는 P1은 정상상태와 비슷한 크기를 갖는 반면에 P2의 감소로 Difference는 정상상태보다 작아져 극심한 경우 영으로 수렴하게되어 Difference의 변화량은 음의 값을 가진다.

이상과 같이 전류파형에 나타난 P1과 Difference의 정보로부터 생체의 혈류역학적 특성을 추정할 수 있다. 즉, P1의 상승은 단순히 현재의 심박동수가 전부하 및 후부하가 정상상태에 대해 부적합함을 판별하는 기준으로 사용하고, Difference의 변화량인 ΔDifference와 P1의 변화량인 ΔP1의 차이를 혈류역학적 상태결정인자(Hemodynamic State Determination Factor : 이하 S.D.F.)라 하여 전부하 및 후부하의 영향을 구별과 함께 부적합함의 정도를 결정하는 인자로 정하였다. 즉,

$$\Delta Difference = Difference[k] - Difference_NORMAL \quad \dots(1)$$

$$\Delta P1 = P1[k] - P1_NORMAL \quad \dots(2)$$

$$S.D.F. = \Delta Difference - \Delta P1 \quad \dots(3)$$

여기서 Difference_NORMAL, P1_NORMAL는 각각 정상상태에서의 P1과 Difference를 나타낸다.

뿐만 아니라 음의 S.D.F.값은 현재의 Asymmetry 정도가 좌,우심방압의 균형을 유지하는데 부적합함의 정도를 나타낸다. 다음의 그림 7은 모의순환실험 결과로부터 각

각의 심박출량에 대해 우심방압 및 대동맥압에 따른 심박동수 제어인자인 S.D.F.의 관계를 나타낸 그림이다. 그림에서 보듯이 S.D.F.는 전부하의 변화에 대해서는 민감하게 변하는 반면, 후부하의 변화에 대해서는 그 변화량이 작을 뿐 아니라 한계치 이하의 값을 가지고 있으므로 한계값을 적절히 잡으면 S.D.F.에 나타난 후부하의 영향을 배제하면서 우심방의 협착을 추정할 수 있다. 따라서 추정하는 생리적 상태는 전부하의 상태와 좌,우심방압의 균형상태만으로 충분하다. 먼저, 생리적 상태를 추정하기 위하여 그림 7의 (a)를 다음 그림 8과 같이 영역을 분할하고, 중요한 위치를 정의한다.

영역 1 : 우심방압이 음으로 떨어져 우심방에 협착이 발생하는 영역이다. 여기서 한계값은 모의순환 실험 데이터로부터 적절히 정한 값이다.

영역 2 : 주어진 우심방압에 대해 Asymmetry 효과가 너무 심해서 좌심방압이 우심방압보다 낮은 상태를 나타내는 영역이다.

영역 3 : 정상상태를 나타내는 영역이다. 그러나 전부하의 감소로 인한 효과와 좌심방압의 우심방압 아래로의 감소효과는 S.D.F.에서 추정할 수 있으나 전부하의 상승효과와 좌심방압의 우심방압 위로의 상승효과는 전류파형에 나타나지 않는다. 따라서 본 연구에서는 정상상태에서는 이와함께 전부하의 상승과 좌심방압의 상승을 예측하는 영역으로 정의한다.

(a)~(d) : 심박동수의 조절에 따른 심박출량을 나타내는 곡선들이다.

O.P.(Optimal Point) : 현재의 심박동수가 생체의 상태에 따라 독립적으로 주어지는 우심방압에 대해 최대의 심박출량을 보장하는 상태임을 나타내는 위치이다.

이와같이 분할된 S.D.F.의 영역으로부터 생리적 상태를 추정하는 알고리즘을 흐름도로 나타내면 그림9와 같다.

IV. 심박출량 자동제어 알고리즘

한국형 인공심장과 같이 정맥혈을 능동적으로 심실로 유입하는 능동유입형의 인공심장에서는 독립적으로 주어지는 전부하에 대해 심박동수가 너무 높으면 우심방으로의 회귀 혈류량보다 폐동맥으로의 박출혈액량이 증가되어 우심방내의 압력은 점점 감소하게 되고 이후 곧바로 우심방의 협착을 유발하는 문제점이 있다. 따라서 심박출량의 자동제어는 진술한 알고리즘에 의해 추정된 생리적 상태에 따라 최대량으로 고정된 일박출량에서 우심방의 협착을 유발하지 않으면서 최대의 심박출량을 보장하고 동시에 좌,우 심방압간에 적절히 균형을 유지하도록 그림 10과 같이 심박동수와 Asymmetry를 제어하는 것을 제어의 기본요건으로 한다. 여기서 최대의 심박출량의 보장은 우심방압의 상승과 좌심방압의 우심방압 위로의 상승은 추정이 불가능하므로 정상상태에서

는 이를 단지 예측하여 심박동수와 Asymmetry를 일정 시간 간격으로 증가시키고, 증가된 심박동수와 Asymmetry의 전부하 및 두 심방압의 차이에 대한 효과를 검사함으로써 최대 박출량이 가능해진다. 따라서 본 연구에서는 심박출량의 자동제어를 심박동수 자동제어 알고리즘과 Asymmetry 자동제어 알고리즘의 두 개의 알고리즘으로 구분하여 각각을 먼저 구성한 후, 이들을 통합하여 완전 자동제어 알고리즘을 구현한다.

1. 전부하에 대한 심박동수 자동제어 알고리즘

진술한 그림 8에서의 각 영역에 대한 정의를 바탕으로 추정된 전부하의 상태를 다음과 같이 구분하여 생체에서 독립적으로 주어지는 전부하에 따른 심박동수의 자동제어 알고리즘은 다음과 같다.

첫째, 정상 상태에서는 그림 11-(a)에서 보듯이 O.P.인 동작점 ①이 현재의 심박출량 곡선에서 최적의 심박동수를 제공하고 있음을 나타내고, S.D.F.에는 우심방압의 상승효과가 나타나지 않는다. 따라서 심박동수 제어는 S.D.F.가 한계값 아래이고 영이상의 값을 가지는 한 전부하의 증가를 예측하여 심박동수를 계속 증가시킨다. 그러므로 동작점은 ①→②→③→④로 이어지면서 최대의 심박출량을 보장한다. 만일, 동작점 ③에서 전부하의 증가 예측이 빗나가서 전부하가 실제로는 증가하지 않았다면 동작점은 더 이상 ④에 머물 수 없고, S.D.F.의 상승과 더불어 심박출량 커브 (a)를 따라 ⑤로 이동한다. 여기에서 심박동수를 감소하여 전부하의 감소를 방지하지 않으면 S.D.F.는 계속 상승하여 결국에는 "우심방협착"을 발생시킬 것이다. 따라서 동작점 ⑤에서 ⑥으로 이동할 수 있도록 심박동수를 감소시킨다. 따라서 심박동수의 감소로 인해 전부하가 상승하게 되면 이에 따라 S.D.F.도 감소하여 동작점은 ③으로 이동하고 다시 ④→⑤→⑥→③의 루프를 반복하면서 최대의 심박출량을 레귤레이션한다.

둘째, 진술한 최대의 심박출량 레귤레이션 루프 ④→⑤→⑥→③ 기간 중 동작점이 ③에서 ④로 이동된 직후 환자의 자세변경, 출혈등과 같은 이유로 생체에서의 정맥귀환 혈류량이 급격히 줄어들 경우 전부하도 급격히 줄어들어 우심방의 협착을 유발하고 S.D.F.는 급상승하여 그림 11-(b)에서처럼 동작점은 ④에서 곧바로 ⑦로 점프한다. 이 위치에서 정상상태를 위해 요구되는 전부하는 아주 낮으므로 심박출량 곡선(d)의 연장선상의 위치 ⑧로 동작점을 이동시키기 위해 심박동수를 급감소시킨다. 그러면 S.D.F.도 감소하여 동작점은 ⑨로 이동한 후 ①→②→⑩→⑨의 루프를 형성하며 최대의 심박출량을 유지시킨다. 만일, 동작점 ②에서 실제로 전부하가 상승할 경우에는 다시 처음으로 돌아가서 동작점은 ①→②→③→④로 심박동수를 증가시키는 상태를 반복한다.

이상과 같은 심박동수의 조절로 전부하의 증가 혹은 감소에 따라 능동 유입형 인공심장의 문제점인 우심방의 협착을 방지하면서 최대의 심박출량을 제어한다.

2. 좌,우 심방압의 차이에 대한 Asymmetry 자동제어 알고리즘

두 심방압의 차이에 대한 Asymmetry의 자동제어도 제어의 대상이 심박동수가 아니라 Asymmetry라는 점을 제외하고는 심박동수의 자동제어와 흡사하다. 즉, 진술한 그림 8에서 S.D.F.의 음의 영역에 대한 정의를 바탕으로 추정된 심방압의 균형상태를 다음과 같이 구분하여 기관지 순환비율의 조절로 형성된 좌,우심방압의 불균형에 따른 Asymmetry의 자동제어 알고리즘은 다음과 같다.

첫째, 정상상태에서는 현재의 Asymmetry가 두 심방압의 균형에 최적임을 나타내고 S.D.F.에는 좌심방압의 증가가 나타나지 않는다. 따라서 S.D.F.가 음의 한계값 이상을 유지하는 동안에는 좌심방압의 증가를 예측하여 Asymmetry를 증가시킴으로써 최대한의 두 심방압의 균형을 유지한다.

둘째, 기관지 순환비율의 감소로 좌심방압이 감소할 경우 S.D.F.는 음의 한계값 이하로 떨어져 현재의 Asymmetry가 가다한 상태임을 알려주고 Asymmetry를 감소하여 두 심방압의 균형을 유지한다. 이상과 같은 심박동수 자동제어 알고리즘과 Asymmetry 자동제어 알고리즘을 통합한 완전 자동제어 알고리즘에 대한 흐름도가 그림 12에 나타나 있다.

V. 모의순환실험 결과 및 고찰

본 연구에서 제시한 전류파형으로부터의 심박출량 자동제어 알고리즘의 제어성능을 평가하기 위하여 동물실험에 앞서 먼저 모의순환실험을 통하여 그 결과를 분석하였다. 즉, 심박출량 자동제어 알고리즘이 진술한 세가지 심박출량 제어요건인

- 전부하에 민감한 심박출량의 제어
- 후부하에 둔감한 심박출량의 제어
- 좌,우 심박출량의 균형을 유지하는 제어

를 만족함과 동시에 능동유입형의 인공심장에서 항상 문제시되는 우심방의 협착을 방지하면서 최대 심박출량을 보장하는가에 대한 제어성능을 모의순환실험으로 평가하였다.

1. 심박동수 자동제어 성능평가

우심방압에 따른 심박동수의 자동제어 성능은 전부하에 대한 민감성과 후부하에 대한 둔감성으로 나누어 분석할 수 있다.

첫째, 전부하에 민감한 심박동수의 자동제어 성능은 그림 13과 같다. 실험은 우선 수동제어 모드에서 심박동수를 최저상태로 두고 우심방압을 10mmHg 정도로 유지한 상태에서 자동제어 모드로 전환하였다. 이후 자동제어 모드에서는 심박동수가 우심방에 협착이 생기지 않는 한 최대의 값을 유지하다가 우심방압이 급격히 낮아져 우심방에 협착이 발생할 경우 심박동수는 급격히 감소되고 있는 현상을 볼 수 있다. 한편 자동제어 모드에서 수동제어 모드로 전환한 후 기관지 순환량을 10

[gallon/m]로 증가시킨 후 우심방압을 15mmHg정도로 유지시킨 상태에서 다시 자동제어 모드로 전환한 후에도 역시 우심방의 협착이 일어나지 않는 한 심박동수가 증가되면서 최대 박출량을 유지하고 있는 현상을 볼 수 있다. 따라서, 이성과 같은 실험의 결과를 종합하여 볼 때, 본 연구에서 제시한 자동 제어 알고리즘으로 구동할 경우, 능동유입형의 인공심장에서 문제시되는 우심방협착을 방지하면서 최대의 심박출량을 보장하고 있다고 할 수 있다.

둘째, 후부하에 둔감한 심박동수의 자동제어 성능은 그림 14에 나타나 있다. 즉 심박동수가 우심방압에 따라 민감하게 제어되는 동안에 후부하에는 둔감한 특성을 갖는 제어성능에 대한 실험결과이다. 후부하 그래프에서 'High Afterload Period'에 160에서 200 mmHg의 높은 압력이 걸렸음에도 불구하고 심박동수가 감소되지 않고 있다. 여기서 심박동수의 몇 번의 반복된 증감은 우심방의 협착에 따른 심박동수의 유지를 위한 것이지 후부하의 증가에 의한 것이 아니다. 이는 후부하의 'High Afterload Period' 이후의 또 한 번의 높은 후부하에서도 심박동수가 감소하지 않고 증가되는 현상으로부터 알 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시한 심박동수 자동제어 알고리즘은 후부하에 둔감하면서 최대 심박출량을 보장하고 있다고 할 수 있다.

2. Asymmetry 자동제어 성능평가

기관지 순환량의 증가에 따른 좌심방압과 우심방압의 차이를 보상하여 이들 간에 균형을 유지시키는 Asymmetry 자동제어에 대한 성능은 그림 15에 나타나 있다. 먼저, 수동제어 모드에서 기관지 순환량이 전혀 없는 상태로 낮은 초기 심박동수를 갖고 자동제어모드로 전환되었다. 초기에는 심박동수가 낮아 좌심방압은 서서히 상승하여 12mmHg까지 상승으로 좌심방압은 서서히 증가하여 12mmHg까지 상승하고, 두 심방압간의 차이가 크게 증가되었다. Asymmetry 자동제어 알고리즘은 이를 방지하기 위하여 Asymmetry를 증가시켜 18 정도로 유지하면서 증가되는 좌심방압을 감소시켜 두 심방압간의 차이를 4-5 mmHg 정도로 균형을 잡아가고 있는 현상을 볼 수 있다. 이후 다시 수동제어 모드로 전환하여 Asymmetry를 전혀 가하지 않은 상태로 기관지 순환량을 10 gallon/m 로 증가하여 좌심방압이 30 mmHg에 가까운 값으로 상승하도록 유도하였다. 이와같이 두 심방압간에 약 20mmHg이상의 차이를 갖는 극도로 악화된 상태에서 자동제어 모드로 전환하였다. 자동제어 모드로 전환된 후 곧바로 심박동수의 상승과 더불어 증가된 두 심방압간의 차이를 보상하기 위하여 Asymmetry가 급격히 상승하여 최대량에 가까운 28 정도로 유지하면서 두 심방압간에 균형을 잡아가고 있다. 또한 두 심방압간의 차이가 클수록 Asymmetry의 시간에 따른 증가율이 큰 현상도 Asymmetry 자동제어 성능의 우수성을 평가할 수 있는 지표로 삼을 수 있다. 따라서 본 연구에서 제시한 Asymmetry 자동제어 알고리즘은 기관지 순환량의 증가에 따른 좌심방압의 상승을 억제하여 두 심방압간의 균형을 최대로 보장하고 있다

고 할 수 있다.

이성과 같은 심박동수 자동제어 성능과 Asymmetry 자동제어 성능을 종합하여 그림 16, 그림 17과 같이 심박출량과 좌심방압의 우심방압에 대한 반응을 나타내는 결과로 본 연구에서 제시한 심박출량 자동제어 알고리즘을 총괄 평가할 수 있다. 즉, 심박출량이 후부하의 크기에 관계없이 생체에서 주어지는 -2mmHg에서 12mmHg사이의 우심방압에 따라 약 4.3 l/min에서 9.2 l/min로 최대의 박출량을 유지하고 있다. 뿐만 아니라 전부하에 대한 민감성도 우수하여 우심방압이 0mmHg에서 3mmHg일 때 심박출량은 심박출량은 급격히 변하고 이보다 큰 우심방압에서는 거의 최대 용량의 심박출량을 유지하고 있음을 알 수 있다. 아울러 Asymmetry 효과가 있을 때 그림 17-(b)에서처럼 좌,우심방압간의 큰 차이가 자동제어모드에서는 그림 17-(a)에서처럼 적절히 유지되고 있는 우수한 Asymmetry 자동제어 성능 결과를 얻었다.

VI. 결론

본 연구에서는 인공심장이 생체순환계의 상태에 적합한 심박출량을 박출하기 위하여 센서를 사용하여 발생하는 기존의 방식의 문제점을 극복하여 모터에 공급되는 전류의 파형을 분석함으로써 생체 혈류역학적 변수들을 추정하고 이를 바탕으로 심박출량을 스스로 조절하는 새로운 자동제어 알고리즘을 제시하였고, 모의순환 실험으로 그 성능을 분석하였다. 새로이 제시된 심박출량 자동제어 알고리즘은 성능 면에서 생체 순환계의 어떠한 상황에서도 심박출량 제어요건인 전부하의 변화에 대한 민감성, 후부하의 변화에 대한 둔감성, 좌,우 심박출량의 균형을 충분히 만족하고 있으며, 또한 능동유입형의 인공심장에서 항상 문제가 되고 있는 우심방의 협착을 방지하면서 최대의 심박출량을 보장하는 우수한 제어성능을 보여주고 있다. 뿐만 아니라 제시된 생리적 상태 추정 알고리즘과 심박출량 제어 알고리즘은 프로 그램으로의 적용이 용이하고 간단하면서, 모터에 공급되는 전류를 사용함으로써, 압력센서나 주변장치를 사용할 때 발생하는 문제점을 극복할 수 있는 매우 효율적인 제어 알고리즘이다. 한편, 제시된 알고리즘이 실험에 근거한 것이므로 현재로서는 전류파형의 구간별 의미와 생리 상태의 추정에 사용된 S.D.F.의 한계값, 펌프의 안정된 동작을 위한 심박동수와 Asymmetry의 최적의 증가,감소량등에 대한 정확한 이론적인 정립은 없었으나 개괄적인 아이디어의 제공과 모의 순환실험을 통한 생체 실험 적용가능성에 의미를 두었다. 따라서 엄밀한 수학적 해석을 통하여 조절변수들의 최적값에 대한 일반성을 확보하고, 이를 바탕으로 동물실험을 통한 생체에서의 성능 평가가 향후 해결해야 할 과제로 남아 있다.

參 考 文 獻

- [1] B.G.Min, I.C.Kim, et al., "A Moving-Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart - Part II : Circular Type and Animal Experiments", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1990

- [2] B.G. Min, et al. , "A tether free, moving actuator type total artificial heart", *Abst. Am Soc Artif Intern Organs*, 1990
- [3] 김 희찬, "전동기 구동형 인공심장의 제어에 관한 연구", 서울대학교 박사학위 논문, 1989
- [4] 이 상훈, "한국형 인공심장의 제어 및 무선 에너지 전송 방식에 관한 연구", 서울대학교 박사학위 논문, 1992
- [5] A.C. Guyton, et al. , *Circulatory Physiology ; Cardiac Output and its Regulation*, Philadelphia W.B.Sauders, 1973
- [6] 상 호경, 이 상돈, *생리학*, 의학문화사, 1991
- [7] A.C. Guyton, et al. , "Relative Importance of Venous and Arterial Resistances in Controlling Venous Return and Cardiac Output", *Am J Physiol.*, 1959
- [8] R.M. Berne, M.N. Levy, *Cardiovascular Physiology*, C.V. Mosby Company, 1986
- [9] H.C. Kim, et al. , "Optimal and Physiological Control for the New Moving Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart", *Artificial Organs*, Vol.14, pp103-105, 1990
- [10] A.J. Snyder, et al., "Noninvasive Control of Cardiac Output for Alternately Ejecting Dual-Pusherplate Pumps", *Artificial Organs*, 1992
- [11] D.L. Landis, G. Rosenberg, et al., "Automatic Control for the Artificial Heart", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1980
- [12] A.P. Lioi, et al., "In Vivo Development of Automatic Control for the Actively Filled Electrohydraulic Heart", *Artificial Organs*, 1988
- [13] S.H.Lee, W.W.Choi, B.G.min, "Development of A Totally implantable TAH Controller", *Trans. Am Soc Artif Intern Organs*, vol.37, 1991
- [14] 최 원우, 이 상훈, 민 병구, "완전이식 인공심장 제어기의 개발", *한국자동제어 학술회의 논문집*, Vol.1, 1991

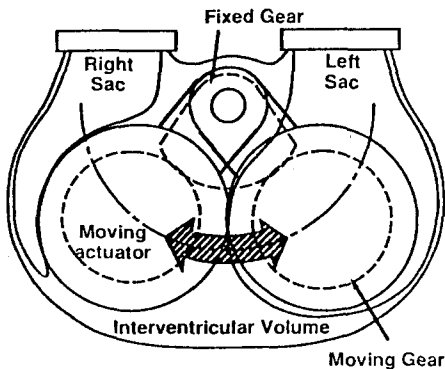


그림 1 한국형 인공심장의 구조 및 동작 원리도

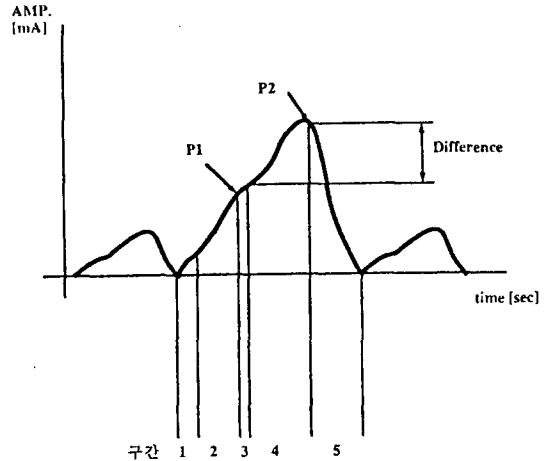


그림 2 모의순환실험에서의 모터에 공급되는 전류파형

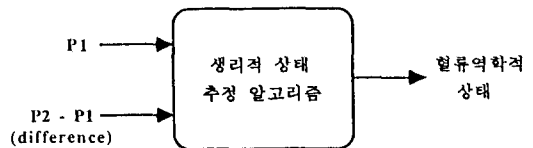


그림 3 전류파형의 특성인자로부터의 생리적 상태추정 블럭도

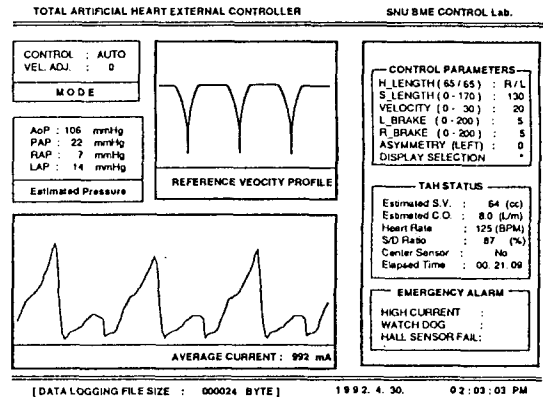


그림 4 완전이식 인공심장의 외부제어 화면

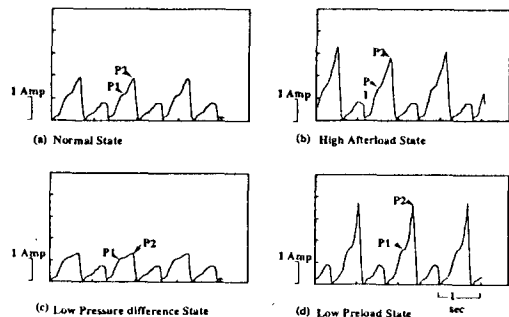
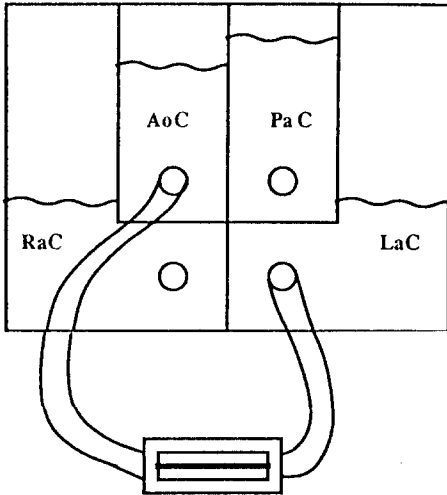
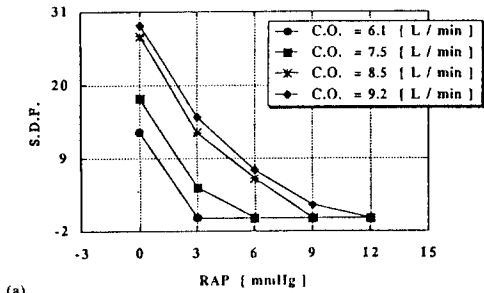


그림 6 모의순환실험에서의 생리적 상태에 따른 전형적인 전류파형

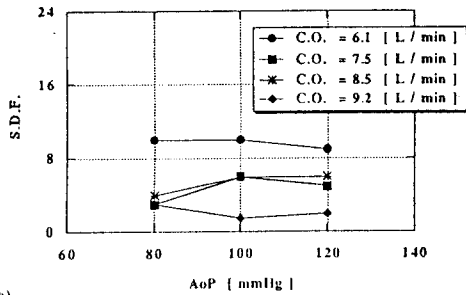


기관지 순환량 조절장치

그림 5 모의순환장치에서의 기관지순환량 조절방식



(a)



(b)

그림 7 전부하 및 후부하에 따른 혈류역학적 상태결정인자(S.D.F.)의 응답곡선

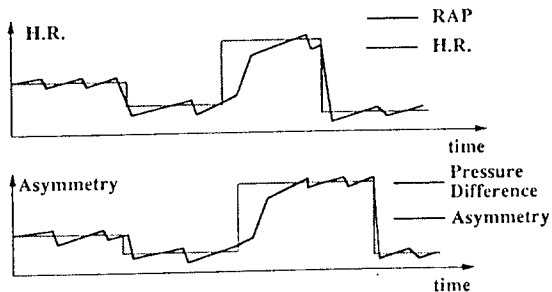


그림 10 예측되는 이상적인 심박출량 자동제어 결과

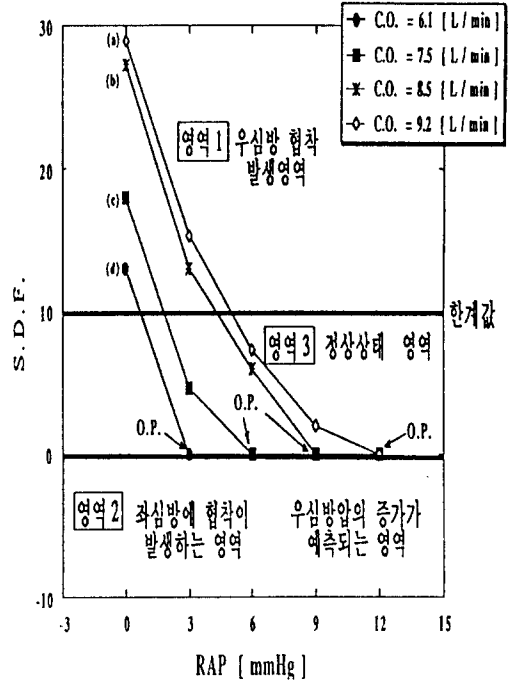


그림 8 전부하에 대한 S.D.F.곡선의 영역분할

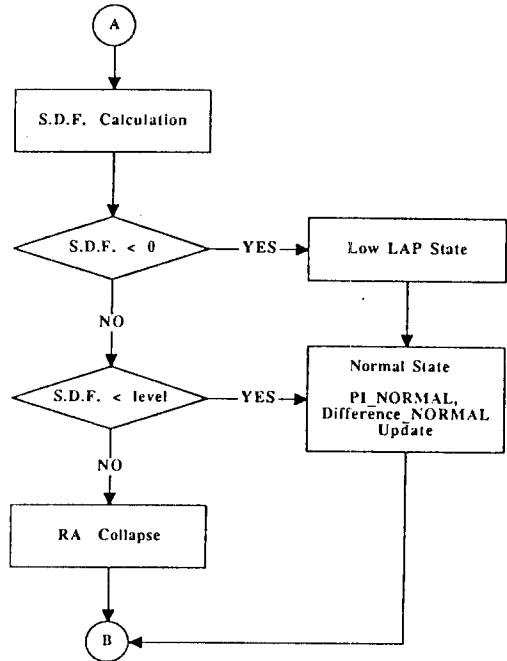


그림 9 혈류역학적 상태추정 알고리즘의 흐름도

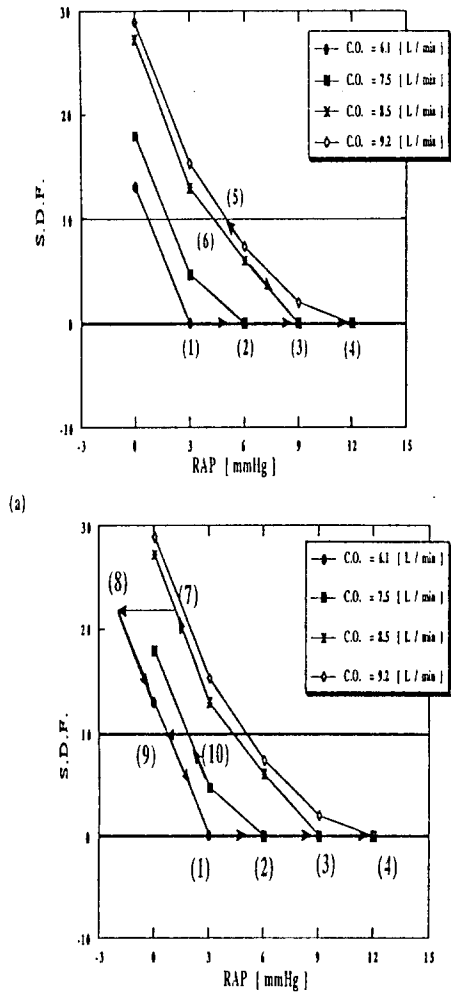


그림 11 우심방압에 따른 S.D.F.곡선에서의 심박동수 레귤레이션 방식

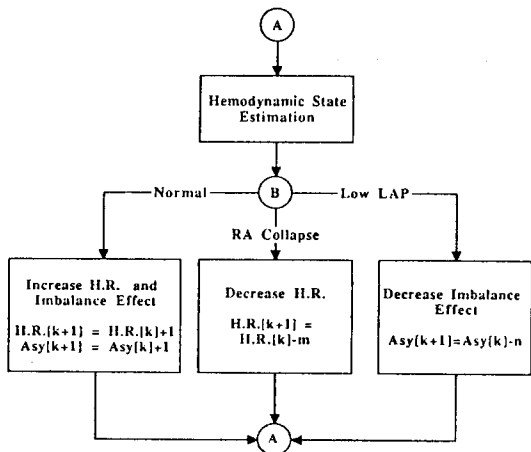


그림 12 심박출량 자동제어 알고리즘의 흐름도

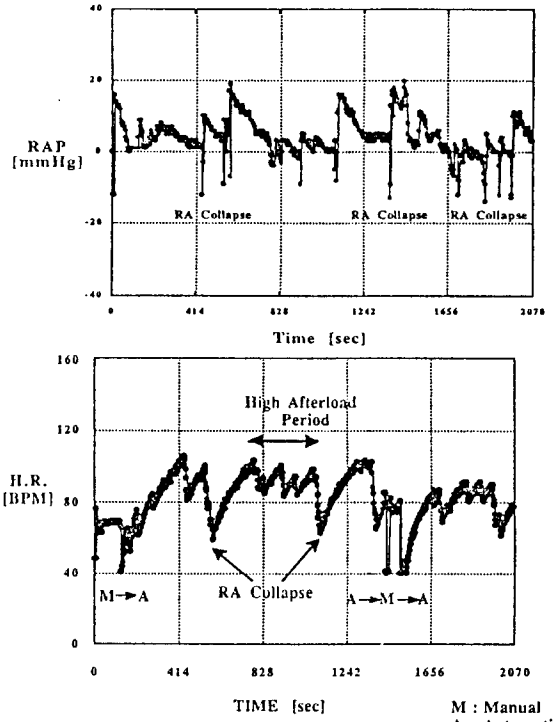


그림 13 전부하(우심방압)에 따른 심박동수 자동제어의 모의순환실험 결과

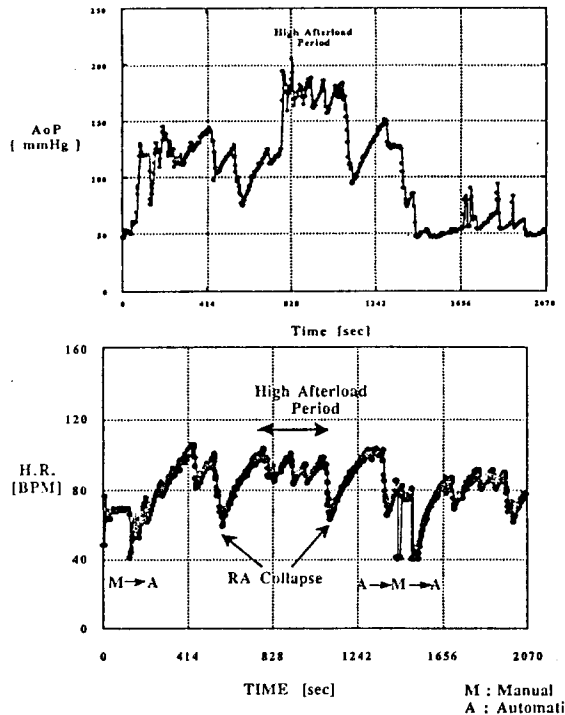


그림 14 후부하(대동맥압)에 따른 심박동수 자동제어의 모의순환실험 결과

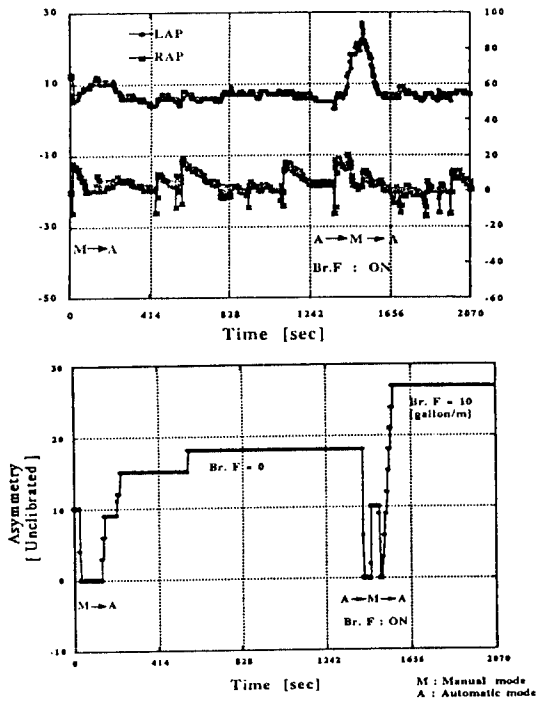


그림 15 좌우심방압의 차이에 따른 Asymmetry 자동제어의 모의순환실험 결과

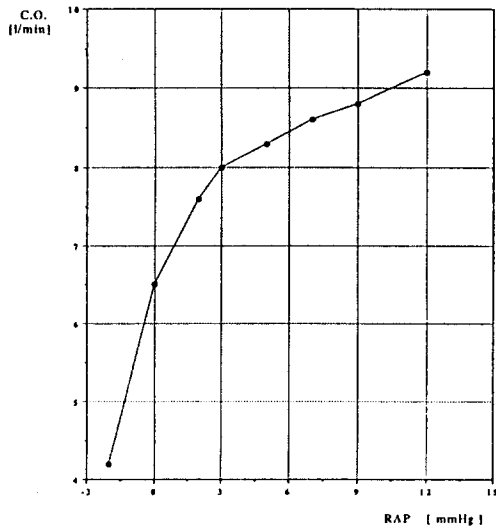
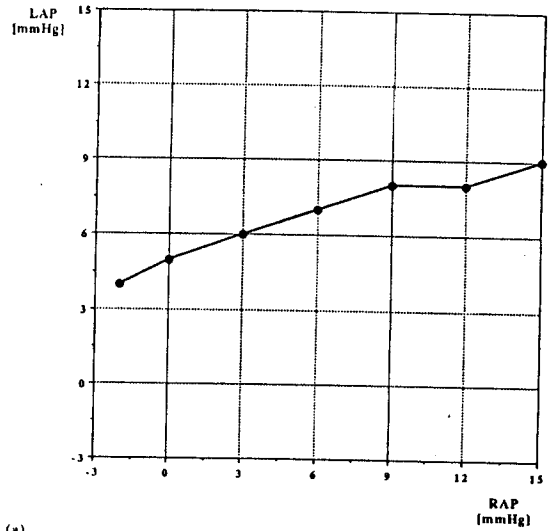
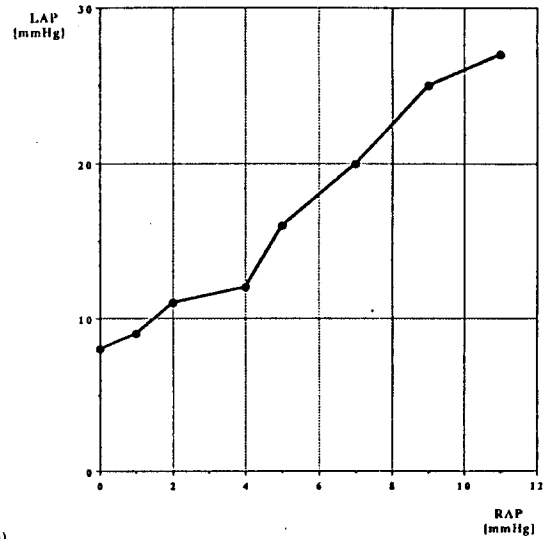


그림 16 제시된 알고리즘에 의한 우심방압에 따른 심박출량 응답곡선



(a) 그림 17-(a) 제시된 알고리즘에 의한 우심방압에 따른 좌심방압 응답곡선



(b) 그림 17-(b) 제시된 알고리즘을 사용하지 않은 상태에서 우심방압에 따른 좌심방압 응답곡선