

# 완전 이식형 인공심장의 심박출량 자동 제어 알고리즘 개발에 관한 연구

## (Development of an Automatic Cardiac Output Control Algorithm for the Total Artificial Heart)

崔元愚\*, 金喜贊\*\*, 閔丙九\*\*

(Won Woo Choi, Hee Chan Kim, and Byoung Goo Min)

### 요약

손상된 자연심장의 기능을 대신할 수 있는 기계적인 보철기구로서 인공심장의 연구에서 현재 가장 중요한 분야의 하나는 인공심장의 심박출량을 자연심장과 최대한 동일하게 제어하는 것이다. 인공심장의 심박출량 제어요건으로는 심박출량이 대동맥압인 후부하에 둔감하면서 우심방으로의 회귀 혈류량인 전부하에 민감하도록 제어하는 것이며, 특히 혈액유입이 능동유입형일 때는 우심방 협착을 방지하는 것이 중요한 조건이 된다. 인공심장의 심박출량 제어요건을 충족시키기 위하여 기존의 연구에서는 생체의 혈류역학적 변수의 측정에 여러 가지 형태의 센서를 사용하여 왔다. 그러나 이 경우에는 센서구동을 위한 주변장치가 부가되어 전체 시스템이 복잡해지며, 센서의 신뢰성에도 많은 문제점을 내포하고 있다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위하여 별도의 센서를 사용하지 않고 단순히 인공심장의 동력원인 모터에 공급되는 전류 파형을 분석하여 심박출량의 제어에 필요한 혈류역학적 변수들을 추정하고, 이를 바탕으로 우심방의 협착을 방지하면서 좌,우의 균형된 심박출량을 보장하는 새로운 심박출량 자동제어 알고리즘을 개발하였다. 심박출량 자동제어 알고리즘은 심박동수 자동제어와 좌,우박출량 균형 자동제어로 구성되었으며, 성능을 평가하기 위한 모의순환실험에서 만족할만한 결과를 보여주어 동물실험에의 응용 가능성을 확인하였다.

### Abstract

A new automatic cardiac output control algorithm for the motor-driven electromechanical total artificial heart(TAH) was developed based on the motor current waveform analysis without using any extra transducer. The basic control requirements of artificial heart can be described in terms of three features : preload sensitivity, afterload insensitivity, and balanced ventricular outputs. In the previous studies, many transducers were utilized to obtain informations of hemodynamic states for the automatic cardiac output control. But such automatic control systems with sensors have had reliability problems. We proposed a new sensorless automatic cardiac output control algorithm providing adequate cardiac output to the time-varying physiological demand without causing right atrial collapse, which is one of the critical problem in an active-filling type device. In-vitro tests were performed on a mock circulation system to evaluate the performance of the developed algorithm and the results show that the new algorithm satisfied the basic control requirements on the cardiac output response and the possibility of application of the developed algorithm to in vivo experiments.

\* 正會員, 서울大學校大醫院 醫用生體 協同科程  
(Dept of Biomedical Eng. Seoul National Univ.)

\*\* 正會員, 서울大學校 醫科大學 醫工學教室  
(Dept. of Biomedical Eng. Seoul National Univ.)

※ 이 논문은 1993년도 서울대학교병원 임상연구비 지원(93-임상-203)에 의해 이루어진 것임

接受日字 : 1993年 11月 5日

I. 서 론

현대에 있어서 심장질환은 치사율이 상당히 높은 질병중의 하나로 80년대초 미국에서는 암으로 사망한 환자의 2배 이상인 것으로 보고되었다. 심장은 인체의 다른 내장 기관에 비해 상대적으로 단순한 기능을 수행하기 때문에 심장 질환자 중 자연심장으로 생명유지가 곤란할 때, 인공적으로 만든 혈액 펌프에 의하여 혈액을 공급함으로써 그 기능을 대신할 수 있는 인공심장의 필요성은 크다고 할 수 있다. 또한 현재 전세계적으로 심장병 환자가 인공심장을 사용하여 생명을 구하는 임상적인 성공사례가 보고되고 있다. 현재 미국을 비롯한 독일, 일본 등을 중심으로 활발히 진행되고 있는 완전 이식형 인공심장은 2000년대 초의 본격적인 임상응용을 목표로 하고 있다.<sup>[1]</sup> 본 연구팀은 지난 10여년 동안 전동기 구동형 인공심장을 개발하여 현재 동물실험을 통한 생체내 성능 평가 단계에 와있다.

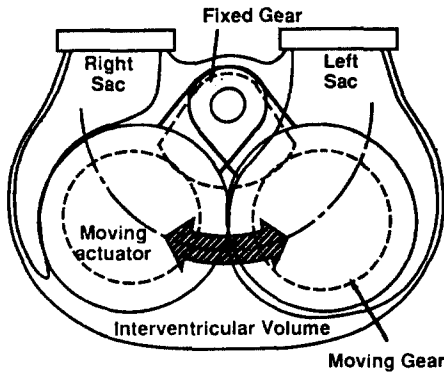


그림 1. 한국형 인공심장의 구조 및 동작 원리도

Fig. 1. Schematic diagram of the Korean total artificial heart.

그림 1은 본 논문에서 사용한 한국형 인공심장의 구조를 나타낸 것이다. 좌,우 혈액주머니 사이로 고정기에 물린 이동작동기가 내부에 위치한 모터의 정,역 회전운동에 따라 좌,우로 일정한 각도만큼 움직이면서 좌,우 혈액주머니를 교대로 압박하여 혈액의 박출을 유도한다. 이 작동기와 혈액주머니는 바깥 틀에 의해 밀봉되어 있어서 혈액의 박출시 반대쪽 혈액주머니에는 혈액이 능동유입된다. 각각의 혈액주머니는 두개의 연결구가 있고 그곳에는 인공판막이 달려있어 한쪽방향으로의 혈액흐름을 보장한다.<sup>[1-4]</sup> 한편, 인공심장에서의 심박출량의 제어는 인공심장이 생체 순환계의 상태 변화에 따라 요구되는 혈액량을 자연심장에서의 조절기능과 최대한으로 동일하게 조절하는 것이 그 목적

이다. 이를 위하여 많은 방법들이 제안되었으며, 각각의 특성이나 장,단점들이 있지만 본 연구에서는 다음과 같은 세 가지 심박출량 제어요건을 사용하였다.<sup>[3]</sup>

첫째, 유입되는 혈류량인 전부하의 증감에 따라 민감하게 증감된 박출량을 제공하는 방식으로, 이는 Starling의 법칙으로 잘 설명된다.<sup>[5,6,8]</sup>

둘째, 인공심장의 좌심실 수축기에 혈액을 박출하며 받는 대동맥압을 후부하라 하는데, 심박출량이 후부하의 변화에는 상대적으로 무관하도록 제어해야 한다.

이 두 가지 조건은 인공심장이 체순환을 통해 되돌아오는 혈액의 양(전부하)의 증감에 따라 아주 민감하게 박출량을 증감시킬 수 있어야 하며 이때 동맥압의 변화(후부하)는 이러한 특성에 영향을 주지 말아야 한다는 것이다. 이를 실현하기 위해서는 전부하와 후부하에 대한 정보만 주어진다면 인공심장의 일박출량이나 박동수를 조절함으로써 심박출량의 제어가 가능해진다.

셋째, 좌,우 심실의 유효 박출량간의 차이를 보상하여 좌,우 심박출량의 균형을 유지하도록 제어해야 한다. 이러한 조건은 인공심장에 있어서 똑같은 양의 혈액이 좌,우 심실로부터 박출되어도 실제의 유효박출량은 우심실 쪽이 크기 때문에 발생된다. 그 이유는 대동맥압이 폐동맥압의 5배 이상으로 높기 때문에 생기는 판막의 역류량과 해부학적으로 기관지 순환에 의해 좌심방으로 되돌아오는 혈액 때문이다. 따라서 좌,우 심실의 박출량을 적절하게 조절할 수 있어야 하는데, 결과적으로 좌,우심실의 박출량 차이는 좌,우심방압력의 불균형을 초래하므로 이것을 측정하여, 각각의 심박출량을 조절한다. 특히,한국형 인공심장은 그 기하학적인 구조상 작동기 단면이 원형이므로 작동기의 박출각도에 따라 작동기와 혈액주머니의 접촉면적이 비선형적으로 변하게 된다. 이를 이용하여 작동기의 박출각도를 중심으로부터 좌,우가 서로 다르게 비대칭이 되도록 함으로써 비대칭의 정도(Asymmetry)에 따라 좌,우 박출량을 조절할 수 있게 된다.<sup>[4]</sup> 즉, 작동기가 펌프의 정중양을 중심으로 완전히 대칭적으로 좌,우 양쪽으로 움직일 경우보다, 좌심실 쪽으로 치우쳐 동작하는 경우(Asymmetry 증가)에는 좌심실의 박출량이 증가하고, 그 반대의 경우(Asymmetry 감소)에는 우심실의 박출량이 증가하게 된다. 이와 같이 좌,우 심박출량이 다름으로 해서 생기는 인공심장내의 압력변동은 인공심장 내부의 유효공간에 들어있는 공기에 의해 흡수 되도록 하였다. 이러한 인공심장의 제어요건들을 만족시키기 위해 기존의 심박출량 제어방식에서는 특정 생리 변수를 직접 측정하는 센서를 사용하고 주로 수동식 제어방식을 사용하여 왔으나, 다음과 같은 몇가지 문제점을 갖고 있다.

첫째, 생체내의 혈압을 센서를 통하여 측정하고 이로부터 오퍼레이터가 인공심장의 박출량을 조절하는 수동제어방식에서는 오퍼레이터가 환자와 항상 동행해야 하고, 주변장치는 환자의 활동을 불편하게 하는 등의 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, 장기간의 구동에서는 센서의 성능에 이상이 생길 가능성은 크다고 볼 수 있고, 이 경우 심박출량의 자동 제어는 불가능하게 된다.

따라서 본 논문에서는 알고리즘이 간단하여 제어시스템에 프로그램으로의 내장이 가능하며,<sup>[4,13,14]</sup> 압력센서나 기타의 다른 센서를 사용하지 않고, 모터에 공급되는 전류 파형으로부터 혈류역학적 변수들의 변화량을 추정한 후, 이로부터 전술한 세 가지 제어요건을 만족하며 능동유입형 인공심장에서 항상 문제가 되는 우심방의 협착없이 최대의 심박출량을 보장하는 자동 제어 알고리즘을 개발하고 모의순환 실험을 통해 그 성능을 확인하였다.

## II. 전류 파형의 분석

인공심장의 좌심실 수축기에서 모터에 공급되는 전류 파형은 그림 2와 같고 이를 각 소구간 별로 나누어 분석하면 다음과 같다.

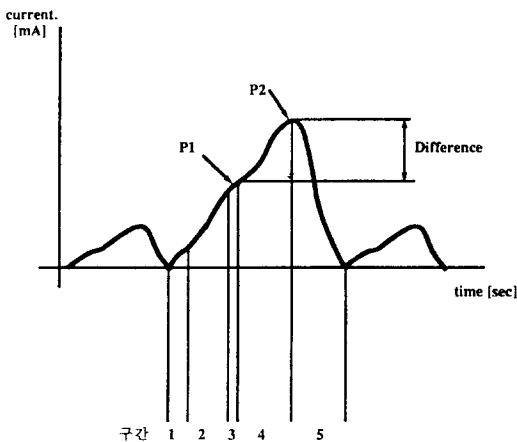


그림 2. 인공심장 작동시 전동기의 전형적인 전류 파형과 두 특성점 ( $P_1, P_2$ )

Fig. 2. Typical motor current waveform and two feature points ( $P_1, P_2$ ).

구간 1 : 작동기의 정역 회전 운동으로 생긴 제어시스

템의 PI(proportional-integral)보상 제어효과가 전류 응답으로 나타난 모습이다. 생리적 상태와는 관계가 적으므로 생리적 상태를 추정하기 위한 특성인자로 채택하지는 않는다.

구간 2 : 등용적 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( $P_1$ )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 증가율이 낮은 시기를 갖는다.

구간 4 : 구간 3과 합하여 심실박출기라 할 수 있다. 이 시기의 대동맥압력은 후부하가 되고, 인공심장이 증가되는 후부하를 극복하여 대동맥으로 혈액을 분출하며 수축하는 시기이다. 따라서 작동기 부하의 증가에 따른 전류의 상승이 나타나고 있는 모습이다. 또한 이때 반대편인 우심실 쪽의 혈액유입이 원활하지 않으면, 이것도 역시 작동기의 부하로 작용하므로 이 구간의 전류상승을 유도한다.

구간 5 : 대동맥압이 최고치에 도달했다가 작동기가 정지하게 되어 후부하가 감소함으로 인해 전류도 급격히 감소하는 시기이다.

이상의 구간 중에서 구간 3과 4가 인공심장의 심박출량 자동제어에 필요한 전부하와 후부하의 변화를 반영하고 있으며, 독립적으로 변하는 이 두 가지 혈류역학적 변수를 전류 파형으로부터 추정하는 것이 필요하다.

## III. 혈류역학적 변수의 추정

앞에서 제안한 세 가지 제어요건을 충족시키기 위해서는 후부하와 전부하, 그리고 좌,우 심방압의 차이의 세 가지 생리변수를 전류 파형으로부터 추정해야 하는데, 수학적 모델링을 통한 해석적 방법보다는 전류 파형의 특성분석을 통한 추정방식을 사용하여 단순하면서도 효과적인 자동제어 알고리즘을 개발하였다.

전술한 전류 파형의 특성분석으로부터 추정하고자 하는 생리변수의 여러 가지 상태변화를 잘 나타내는

전류 파형의 특성점으로 첫 번째 변곡점인  $P_1$ 과 최대치  $P_2$ 를 선정하고, 여러 번의 반복된 모의순환실험을 통해 추정하고자하는 생리변수의 변화에 따른 두 특성점의 변화 양상을 관찰하였다. 모의 순환실험방법에 대한 가정은 다음과 같다.

가정 1 :  $P_1$ 과  $P_2$ 의 크기는 편의상 실제 값으로의 눈금조정이 안된 상대적인 상수값을 사용한다.

가정 2 :  $P_1$ 은 전류값의 시간에 따른 1차변화율이 미리 정한 매우 낮은 범위의 영역에 들어오는 시작점으로 정하였다.

가정 3 : 본 논문에서는 인공심장의 용량을 최대로 활용하기 위하여 일박출량은 최대로 고정하고 심박동수만을 조절하여 심박출량을 제어하는 박동수 가변방식을 채택하고 이에 의거하여 일박출거리(Stroke Length)는 작동기가 65도의 회전각을 갖도록 하였다.

가정 4 : 정상상태의 평균 후부하는 약 100mmHg라 가정하고, 이로부터 20mmHg의 변화량을 주어 후부하는 80에서 120mmHg의 범위에서 변한다고 가정하였다. 한편, 높은 후부하 상태라 함은 160 이상의 압력을 가질 때를 말한다.

**Typical Current Waveforms in Four Different States**

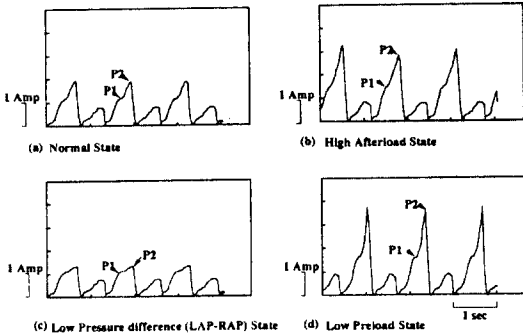


그림 3. 인공심장 작동시 대표적인 세 가지 생리적 상태 따른 전류 파형의 변화

Fig. 3. Changes in motor current waveform under the three different operating conditions.

이와 같은 실험방법을 통해 모의 순환실험에서 나타난 전부하 및 후부하 그리고 좌,우 심방압의 차이에 따른 전형적인 전류파형들은 그림 3과 같다. 그림에서 볼 수 있듯이 추정해야 할 생리적 변수의 변화에 대한 전류 파형의 특성인자는 다음과 같은 양상을 띠며 변하고 있다.

첫째, 후부하의 증가 효과는 그림 3-(b)에 나와 있

듯이 정상상태보다  $P_1$ 이 증가하고, 이와 함께  $P_2$ 도 또한 비슷한 정도로 상승하고 있다. 증가된 후부하에 대해 인공판막을 열고 혈액을 분출하기 위해서 전동기의 전류 상승은 필연적이지만  $P_1$ 의 상승폭보다는  $P_2$ 의 상승폭이 커서 두값의 차이인  $P_2 - P_1$ (Difference)가  $P_1$ 과 비슷한 상승량을 갖는 것을 반복적인 실험을 통해 확인하였다.

둘째, 전부하의 변화 효과는 특히 전부하가 낮아질 때 뚜렷이 나타나는데, 그림 3-(d)에 나와 있는 것처럼  $P_1$ 의 상승과 함께 Difference가 큰 폭으로 급격히 상승한다. 이는 다음과 같이 설명할 수 있다. 즉, 심실 수축의 후기에 낮은 전부하로 인해 보관하고 있던 혈액이 모두 인공심실로 유입된 우심방은 곧바로 협착을 일으키고, 이로 인한 부하가 전류의 상승으로 이어져  $P_2$ 는 급상승하여 전류 파형이 뾰족한 형태를 갖는다. 따라서 높은 후부하 상태와는 달리  $P_1$ 의 상승 폭보다는 Difference의 상승폭이 상당히 크게 된다.

셋째, 좌우심실의 박출량이 균형을 이룬 경우인 좌심방압이 우심방압과 비슷하거나, 낮은 상태에서는  $P_1$ 은 정상상태와 비슷한 크기를 갖는 반면에  $P_2$ 의 감소로 Difference는 정상상태보다 작아져 극심한 경우 영으로 수렴하게되어 Difference의 변화량은 음의 값을 가진다. (그림3-(c))

이상과 같이 전류 파형에 나타난  $P_1$ 과 Difference의 정보로부터 심박출량 제어에 필요한 세 가지의 생체 혈류역학적 변수의 변화를 추정할 수 있다. 이러한 추정을 간단히 수행하기 위해 앞서 제안한 제어 요건인 전부하에 민감하고 후부하에 상대적으로 둔감한 혈류역학적 상태결정인자(Hemodynamic State Determination Factor : 이하 SDF)를 다음과 같이 정의하였다.

$$\Delta \text{Difference} = \text{Difference} [k] - \text{Difference\_NORMAL} \quad (1)$$

$$\Delta P_1 = P_1 [k] - P_1\_NORMAL \quad (2)$$

$$\text{SDF} = \Delta \text{Difference} - \Delta P_1 \quad (3)$$

여기서 Difference\_NORMAL,  $P_1\_NORMAL$ 는 각각 정상상태에서의  $P_1$ 과 Difference를 나타낸다.

다음의 그림 4는 모의순환실험 결과로부터 각각의 심박출량에 대해 우심방압 및 대동맥압에 따른 심박동수 제어인자인 SDF의 관계를 나타낸 그림이다. 그림에서(그림4-(a)) 보듯이 SDF는 전부하의 변화에 대해서는 민감하게 변하는 반면, 후부하의 변화에 대해서는 그 변화량이 작을 뿐 아니라 한계치 이하의 값을 가지고 있으므로 한계값(그림4-(b)에서 약 10 정도)을

적절히 잡으면 SDF에 나타난 후부하의 영향을 배제하면서 우심방이 낮아지는 것을 추정할 수 있다.

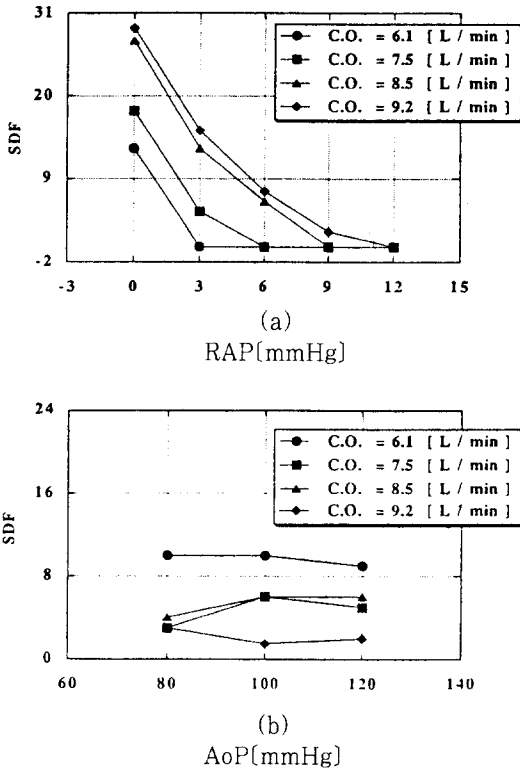


그림 4. (a) 전부하(우심방압) 및 (b) 후부하(대동맥압)의 변화에 따른 혈류역학적 상태 결정인자(SDF)의 응답곡선

Fig. 4. Response of hemodynamic state determination factor to changes in (a) preload:right atrial pressure (RAP) and (b) afterload:aortic pressure (AoP).

따라서 추정하는 생리적 상태는 전부하의 상태와 좌, 우 심방압의 균형상태만이 된다.

먼저, 생리적 상태를 추정하기 위하여 그림 4-(a)를 다음 그림 5와 같이 영역을 분할하고, 중요한 위치를 정의한다.

영역 1 : 양(+)의 SDF가 한계값보다 큰 경우로서, 우심방압이 음으로 떨어져 우심방에 협착이 발생하는 영역이다. 여기서 한계값은 모의순환 실험 데이터로부터 적절히 정한 값이다.

영역 2 : 정상상태를 나타내는 영역이다.

영역 3 : 음(-)의 SDF 영역으로서 주어진 우심방압에 대해 좌,우심실 박출량 균형인자인 Asymmetry 효과가 너무 심해서 좌심방압이 우심방압보다 낮은 상태를 나타내는 영역이다.

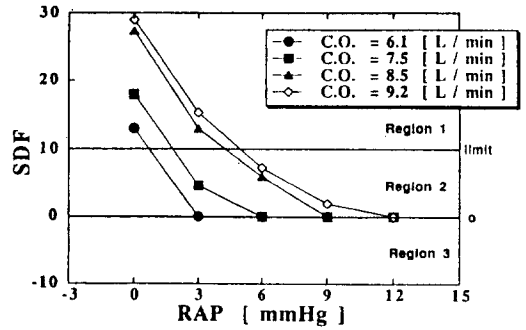


그림 5. 전부하에 대한 SDF 응답곡선상의 영역 분할

Fig. 5. Three different regions in the SDF response curve to preload change.

그러나 이러한 SDF로는 전부하의 감소로 인한 효과와 좌심방압의 우심방압 아래로의 감소효과는 추정할 수 있으나 전부하의 상승효과와 좌심방압의 우심방압 위로의 상승효과는 감지할 수 없다. 이와 같이 분할된 SDF의 영역으로부터 생리적 상태를 추정하는 알고리즘을 쉽게 구현할 수 있다.

#### IV. 심박출량 자동제어 알고리즘

한국형 인공심장과 같이 혈액을 능동적으로 심실로 유입하는 능동유입형(active-filling type)의 인공심장에서는 전부하에 대해 심박동수가 너무 높으면 인공심실로 유입되는 회귀 혈류량보다 박출혈액량이 증가되어 심방내의 압력은 점점 감소하게 되고, 곧바로 심방의 협착을 유발하는 문제점이 있다. 따라서 심박출량의 자동제어는 전술한 알고리즘에 의해 추정된 생리적 상태에 따라 최대량으로 고정된 일박출량에서 심방의 협착을 유발하지 않으면서 최대의 심박출량을 보장하고 동시에 좌,우 심방압간에 적절히 균형을 유지하는 것이 필요하다. 앞서 구한 SDF는 주어진 인공심장의 작동상태에서 전부하가 감소하여 심방의 협착이 발생하는 시점과 인공심장의 좌심실 박출량이 우심실에 비해 작아져서 좌심방압이 우심방압보다 낮아지는 시점을 잘 나타내주고 있으므로 다음과 같은 심박출량 자동제어 알고리즘을 확립할 수 있다.

##### 1. 전부하에 대한 심박동수 자동제어 알고리즘정

정상 상태에서는 일단 현재의 심박출량이 심방의 협착을 일으키지 않을 정도이므로 심박동수를 계속해서 증가시킨다. 계속되는 심박동수의 증가로 심박출량이 증가하고 결국에 가서는 우심방의 협착이 발생될 것이고 이것이 SDF로 감지되면 다시 심박동수를 감소시킨

다. 즉, SDF 상에 적당한 정도의 우심방 협착 직전에 해당하는 기준점을 설정하여 SDF를 이 수준에서 유지하기 위한 심박동수의 가감을 시행하는 것이다. 박동수 증가 시에는 전동기의 속도 제어 루프의 기준입력인 속도프로필의 크기를 한 단계씩 증가시켰고, 박동수 감소는 세단계씩 감소시켰다. 작동의 안정성을 보장하기 위해 최대 및 최소의 심박동수를 설정하여 어떠한 경우에도 이 한계를 넘지 못하도록 하였다.

이상과 같은 심박동수의 조절로 전부하의 증가 혹은 감소에 따라 능동 유입형 인공심장의 문제점인 우심방의 협착을 방지하면서 주어진 조건하에서의 최대 심박출량을 제공한다.

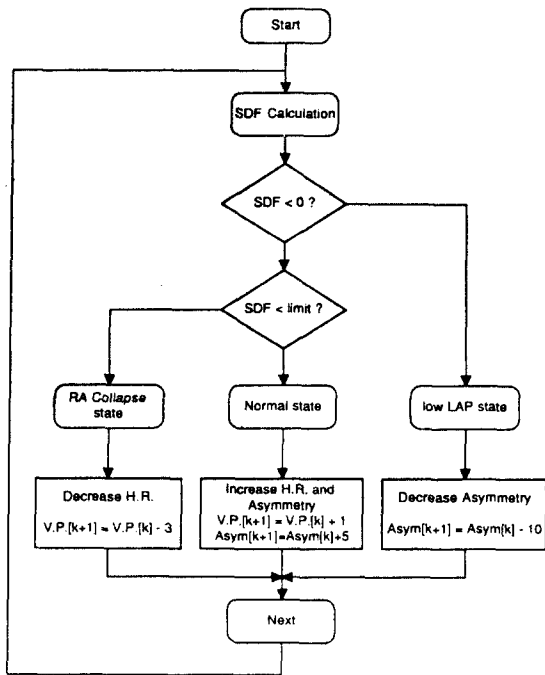


그림 6. 혈류역학적 상태추정 및 심박출량 자동 제어 알고리즘의 흐름도

Fig. 6. Flow chart of the hemodynamic state estimation and automatic cardiac output control algorithm.

2. 좌,우 심방압의 차이에 대한 Asymmetry 자동 제어 알고리즘

좌,우심실간의 박출량 불균형에 의해 초래되는 두 심방압의 차이에 대한 Asymmetry의 자동제어도 제어의 대상이 심박동수가 아니라 Asymmetry라는 점을 제외하고는 심박동수의 자동제어와 같은 원리로 구현된다. 즉, 정상상태에서는 계속해서 Asymmetry를 일정하게 (5단계씩) 증가시킴으로써 좌심방압이 우심방압과 비슷하거나 약간 낮은 상태가 되도록 한다. Asymmetry

가 계속 증가하여 좌심방압이 더욱 감소할 경우 SDF는 음의 한계값 이하로 떨어져 현재의 Asymmetry가 과다한 상태임을 알려주면 Asymmetry를 다시 감소시켜(10단계씩) 두 심방압의 균형을 유지한다.

이상과 같은 SDF로부터의 생리적 상태 추적 및 심박동수와 Asymmetry 자동제어 알고리즘에 대한 흐름도가 그림 6에 나타나 있다.

V. 모의순환실험 결과 및 고찰

본 논문에서 제시한 전류 파형으로부터의 심박출량 자동제어 알고리즘의 제어성능을 평가하기 위하여 동물실험에 앞서 먼저 모의순환실험을 통하여 그 성능을 분석하였다. 즉, 심박출량 자동제어 알고리즘이 전술한 세 가지 심박출량 제어요건인 전부하에 민감한 심박출량의 제어, 후부하에 상대적으로 둔감한 심박출량의 제어, 좌,우 심박출량의 균형을 유지하는 제어를 만족함과 동시에 능동유입형의 인공심장에서 항상 문제시되는 우심방의 협착을 방지하면서 최대 심박출량을 보장하는가를 모의순환실험으로 평가하였다. 생체 순환 시스템에서의 독립변수로는 우심방압과 기관지 순환량으로 정하고, 이 두가지 변수를 인위적으로 변화시키면서 이에 따른 심박동수의 제어와 Asymmetry의 제어 성능을 평가하였다. 우심방압은 모의 순환장치의 우심방에 해당하는 부분의 압력을 -20 에서 20 mmHg의 범위내에서 조절 하였으며, 기관지 순환량은 0에서 정상 심박출량의 10% 내외인 630(ml/min)으로 변화시켰다. 이상과 같은 실험조건하에서 심박출량의 제어 성능에 대한 실험 결과는 다음과 같다.

1. 심박동수 자동제어 성능평가

우심방압에 따른 심박동수의 자동제어 성능은 전부하에 대한 민감성과 후부하에 대한 둔감성으로 나누어 분석할 수 있으며 그 결과는 그림 7과 같다.

첫째, 전부하에 민감한 심박동수의 자동제어 성능은 그림 7-(a),(b)에 나타나 있다. 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 630 [ml/min]로 증가시킨 후 우심방압을 15mmHg정도로 유지시킨 상태에서 다시 자동제어 모드로 전환한 후에도 역시 우심방의 협착이 일어나지 않는 한 심박동수가 증가되면서 최대 박출량

을 유지하고 있는 현상을 볼 수 있다.

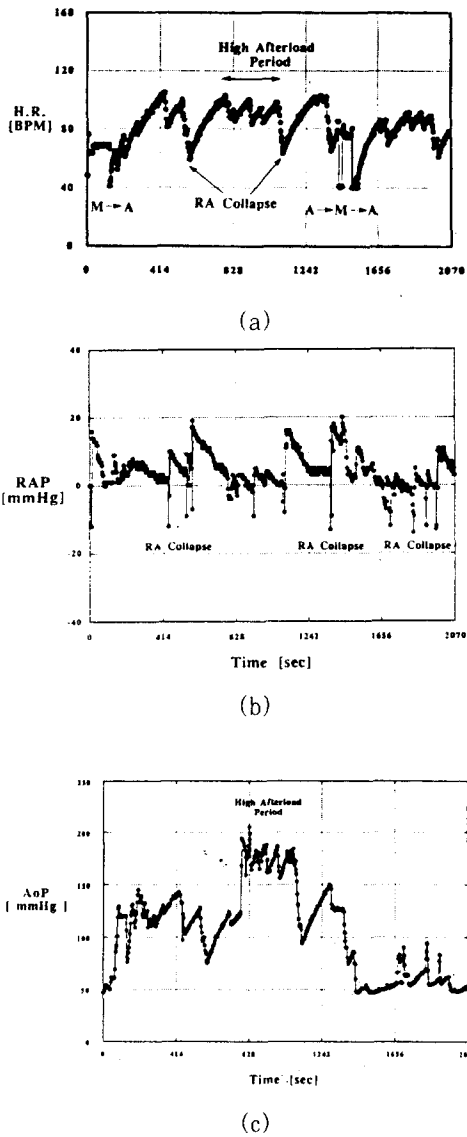


그림 7. 전부하 및 후부하의 변화에 따른 심박동수 자동제어 알고리즘의 모의순환을 통한 성능 평가 실험 결과: (a) 심박동수, (b) 우심방압, (c) 대동맥압의 시간에 따른 변화

Fig. 7. Results of mock circulation tests for performance evaluation of the automatic cardiac output control algorithm: (a) heart rate, (b) right atrial pressure and (c) aortic pressure changes.

즉, 그림 7-(b)에서 전부하(RAP)가 증가된 부분에서는 그림 7-(a)의 심박동수가 따라서 증가하고, 반대

로 낮은 값을 갖는 부분(RA collapse로 표시)에서는 함께 감소하는 응답특성을 보이고 있다. 따라서, 이상과 같은 실험의 결과를 종합하여 볼 때, 본 논문에서 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 7-(a)와 (c)를 비교하면 잘 나타난다. 즉 심박동수가 우심방압에 따라 민감하게 제어되는 동안에 후부하에는 둔감한 특성을 갖는 제어성능에 대한 실험결과이다. 후부하 그래프에서 'High Afterload Period' 기간 동안에는 대동맥 부분에 160에서 200 mmHg의 높은 압력이 걸렸음에도 불구하고 심박동수가 감소되지 않고 있다.

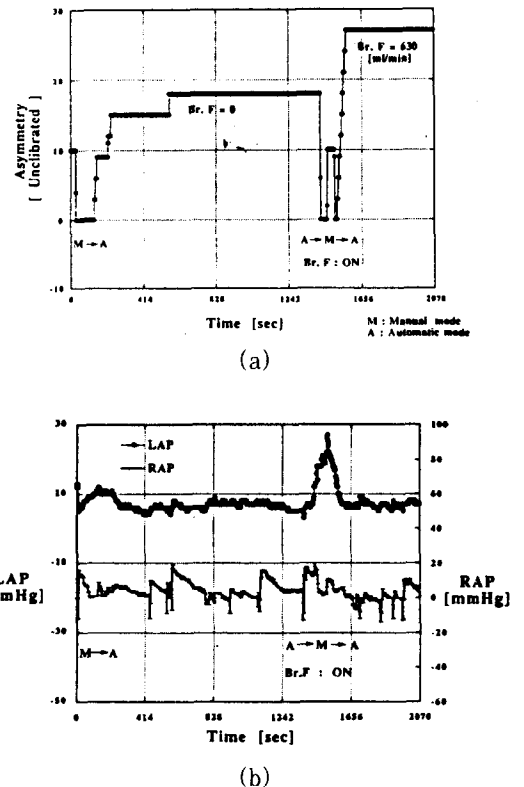


그림 8. 좌, 우심방압 차이에 따른 Asymmetry 자동제어의 모의순환실험 결과: (a) 좌, 우 심박출량 균형 조절 인자인 Asymmetry, (b) 좌, 우심방압의 시간에 따른 변화

Fig. 8. Results of mock circulation tests for performance evaluation of the ventricular output balancing: (a) Asymmetry, ventricular output balancing factor and (b) right and left atrial pressure change.

따라서 본 논문에서 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 8에 나타나 있다. 그림 8-(a)에서는 기관지 순환을 0 과 630 [ml/min]의 두가지로 변환 시킨 경우 자동 제어 알고리즘에 의해 Asymmetry가 좌,우 심방압의 균형을 유지하기 위해 조절되는 응답 특성이 나타나 있고, 그림 8-(b)에는 그 결과로 얻어진 좌심방압(LAP)과 우심방압(RAP)이 나타나 있다. 먼저, 수동제어 모드에서 기관지 순환량이 전혀 없는 상태로 낮은 초기 심박동수를 갖고 자동제어모드로 전환되었다. 초기에는 좌심방압은 서서히 증가하여 12mmHg까지 상승하고, 두 심방압간의 차이가 크게 증가되었다. Asymmetry 자동제어 알고리즘은 이를 방지하기 위하여 Asymmetry를 증가시켜 18정도로 유지하면서 증가되는 좌심방압을 감소시켜 두 심방압간의 차이를 4-5 mmHg 정도로 균형을 잡아가고 있는 현상을 볼 수 있다.

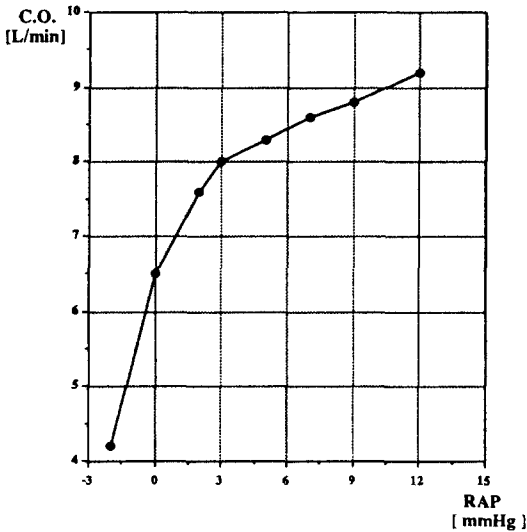
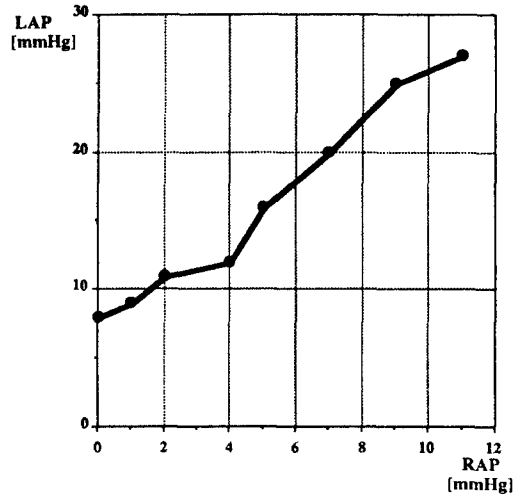


그림 9. 개발된 자동제어 알고리즘에 의한 우심방압에 따른 심박출량 응답곡선

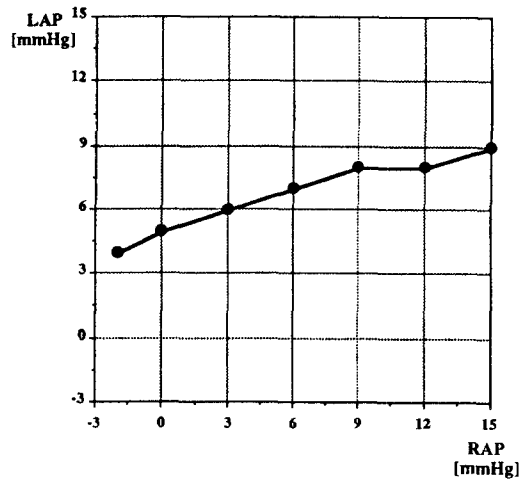
Fig. 9. Cardiac output response to the preload(RAP) change provided by the developed automatic control algorithm.

이후 다시 수동제어 모드로 전환하여 Asymmetry를 전혀 가하지 않은 상태로 기관지 순환량을 630 ml/min 로 증가하여 좌심방압이 30 mmHg에 가까운

값으로 상승하도록 유도하였다. 이와 같이 두 심방압간에 약 20mmHg이상의 차이를 갖는 극도로 악화된 상태에서 자동제어 모드로 전환하였다.



(a)



(b)

그림 10. 좌, 우심실 박출량간의 균형을 나타내는 우심방압 변화에 대한 좌심방압 응답곡선: (a) 자동제어 알고리즘을 적용하지 않은 경우, (b) 자동제어 알고리즘을 적용한 경우.

Fig. 10. Left atrial pressure response to the right atrial pressure change: (a) without automatic control and (b) with the developed automatic control.

자동제어 모드로 전환된 후 곧바로 심박동수의 상승



과 더불어 증가된 두 심방압간의 차이를 보상하기 위하여 Asymmetry가 급격히 상승하여 최대량에 가까운 28정도로 유지하면서 두 심방압간에 균형을 잡아가고 있다. 또한 두 심방압간의 차이가 클수록 Asymmetry의 시간에 따른 증가율이 큰 현상도 Asymmetry 자동 제어 성능의 우수성을 평가할 수 있는 지표로 삼을 수 있다. 따라서 본 논문에서 제시한 Asymmetry 자동 제어 알고리즘은 기관지 순환량의 증가에 따른 좌심방압의 상승을 억제하여 두 심방압간의 균형을 최대로 보장하고 있다고 할 수 있다. 이상과 같은 심박동수 자동 제어 성능과 Asymmetry 자동 제어 성능을 종합적으로 나타내기 위하여 심박출량과 좌심방압의 우심방압 전체 변화 구간에 대한 반응을 나타내는 결과로 본 논문에서 제시한 심박출량 자동 제어 알고리즘을 총괄 평가할 수 있다 (그림 9, 10). 즉, 그림 9에서는 심박출량이 후부하의 크기에 크게 영향받지 않으면서 생체에서 주어지는 -2mm Hg에서 12mmHg사이의 우심방압에 따라 약 4.3 L/min에서 9.2 L/min로 민감하게 변하는 Starling 곡선과 유사한 응답을 보이면서도, 자연 심장의 경우와는 달리 우심방압이 낮은 경우에도 상당한 박출량을 제공함으로써, 주어진 조건하에서 최대의 박출량을 유지하고 있음을 알 수 있다. 아울러 Asymmetry 효과가 없을 때 생기는 좌,우 심방압간의 큰 차이 (그림 10-(a))가 자동제어모드에서는 그림 10-(b)에서처럼 적절히 유지되고 있는 우수한 Asymmetry 자동 제어 성능 결과를 얻었다.

## VI. 결 론

본 논문에서는 인공심장이 생체순환계의 상태에 적합한 심박출량을 제공하되 센서를 사용하여 발생하는 기존의 방식의 문제점을 극복하기 위하여 인공심장의 구동원으로 사용되는 모터에 공급되는 전류의 파형을 분석함으로써 생체 혈류역학적 변수들을 추정하고 이를 바탕으로 심박출량을 스스로 조절하는 새로운 자동 제어 알고리즘을 제시하였고, 모의순환실험으로 그 성능을 분석하였다. 새로이 제시된 심박출량 자동 제어 알고리즘은 성능 면에서 생체 순환계의 어떠한 상황에서도 심박출량 제어조건인 전부하의 변화에 대한 민감성, 후부하의 변화에 대한 둔감성, 좌,우 심박출량의 균형을 충분히 만족하고 있으며, 또한 능동유입형의 인공심장에서 항상 문제가 되고 있는 우심방의 협착을 방지 하면서 최대의 심박출량을 보장하는 우수한 제어 성능을 보여주고 있다. 뿐만 아니라 제시된 생리적 상태 추정 알고리즘과 심박출량 제어 알고리즘은 프로그램으로의 적용이 용이하고, 간단하면서, 모터에 공급되는

전류 파형을 사용함으로써, 압력센서등의 변환장치를 사용할 때 발생하는 문제점을 극복할 수 있는 매우 효율적인 제어 알고리즘이다. 한편, 제시된 알고리즘이 실험에 근거한 것이므로 현재로서는 전류 파형의 구간별 의미와 생리 상태의 추정에 사용된 SDF의 한계값, 펌프의 안정된 동작을 위한 심박동수와 Asymmetry의 최적의 증가,감소량 등에 대한 정확한 이론적인 정립은 없었으나 개괄적인 아이디어의 제공과 모의 순환실험을 통한 생체실험 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.

## 참 고 문 헌

- [1] 김희찬, 민병구, "인공심장," 전자공학회지, 제21권, 제12호, pp.75-87, 12월, 1995
- [2] B.G.Min,H.C.Kim,et al., "A Moving- Actuator Type Electromechanical Total Artificial Heart - Part II : Circular Type and Animal Experiments", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1990.
- [3] B.G. Min, et al. , "A tether free, moving actuator type total artificial heart", *Abst. Am Soc Artif Intern Organs*, 1990.
- [4] 김 희찬, "전동기 구동형 인공심장의 제어에 관한 연구", 서울대학교 박사학위 논문, 1989
- [5] A.C. Guyton, et al., *Circulatory Physiology : Cardiac Output and its Regulation*, Philadelphia W.B.Sauders, 1973.
- [6] 성 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 Alternatively

- 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

---

— 저 자 소 개 —

---

崔 元 愚(正會員) 1991년 서울대학교 공과대학 제어계측공학과 졸업 (공학사). 1993년 서울대학교 대학원 의용생체 협동과정 졸업 (공학석사). 현재 서울대학교 대학원 의용생체 협동과정 박사과정 재학중. 주 관심분야는 인공장기의 자동제어 및 제어이론등.

金 喜 贊(正會員) 第 21卷 12號 參照.

현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 조교수

閔 丙 九(正會員) 第 21卷 12號 參照.

현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 교수