

MOVING-ACTUATOR TYPE 인공심장의 심박출 조절에 대한 자동 제어방법

김원곤* · 원용순** · 안재목*** · 김희찬*** · 민병구*** · 노준량*

=Abstract=

Automatic Control System on Cardiac Output Regulation for the Moving Actuator Type Total Artificial Heart

Won-Gon Kim, M.D.* , Yong-Soon Won, M.D.** , Jae-Mok Ahn, M.S.*** ,
Hee-Chan Kim, Ph.D.*** , Bung-Gu Min, Ph.D.*** , Joon-Ryang Rho, M.D.*

The goal of this study is to develop an effective control system for cardiac output regulation based upon the preload and afterload conditions without any transducers and compliance chambers in the moving actuator type total artificial heart. Motor current waveforms during the actuator movement are used as an input to the automatic control algorithm. While the current waveform analysis is performed, the stroke length and velocity of the actuator are gradually increased up to the maximum pump output level. If the diastolic filling rate of either right or left pump begins to exceed the venous return, atrial collapse will occur. Since the diastolic suction acts as a load to the motor, this critical condition can be detected by analyzing the motor current waveforms. Every time this detection criterion is met, the control algorithm decreases the stroke velocity and length of the actuator step by step just below the critical detection level. Then, they start to increase. In this way the maximum pump output under given venous return can be achieved. Additionally the control algorithm provides some degree of afterload sensitivity. If the aortic pressure is detected to exceed 120 mmHg, the stroke length and velocity decrease in the same way as the response to the preload. Left-right pump output balance is maintained by proper adjustment of the asymmetry of the stroke angle.

In the mock circulatory test, this control system worked well and there was a considerable range of stroke volume difference with adjustment of the asymmetry value. Two ovine experiments were performed. It was confirmed that the required cardiac output regulation according to the venous return could be achieved with adequate detection of diastolic suction, at least in the in vivo short-term survival cases (2-3 days). We conclude that this control algorithm is a promising method to regulate cardiac output in the moving actuator type total artificial heart.

(Korean J Thorac Cardiovasc Surg 1995; 28: 542-8)

Key words : 1. Heart, artificial

* 서울대학교병원 흉부외과, 서울대학교 의과대학 흉부외과학교실

** Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Seoul National University Hospital, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

*** 이화여대 부속병원 흉부외과

*** Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Ewha Women's University Hospital, Seoul, Korea

*** 서울대학교병원 의공학과

*** Department of Biomedical Engineering, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

본 논문은 1993년 서울대학교병원 임상연구비의 일부 보조에 의한 것임

논문접수일: 95년 2월 17일 논문통과일: 95년 4월 11일

통신저자: 김원곤, (110-744) 서울시 종로구 연건동 28, Tel. (02) 760-2346, Fax. (02) 764-3664

서 론

인공심장은 공기구동형의 형태로 먼저 임상에 적용되었지만 여러가지 단점 때문에 보편적인 임상 적용에 있어서 명백한 한계가 있는 것은 잘 알려진 사실이다¹⁾. 따라서 현재 인공심장 연구분야에서 세계적으로 개발의 초점이 되고 있는 것은 체내에 인공심장의 작동에 필요한 모든 구성 성분이 완전히 삽입될 수 있는 전기식 인공심장의 개발에 있다²⁾. 완전삽입형 전기식 인공심장의 개발에는 인공심장의 생체내 해부적합성, 기계학적 완전성과 함께 인공심장에 대한 신뢰성 있는 제어방법(CONTROL METHOD)의 개발이 필수적이다³⁾. 바람직한 인공심장의 제어장치는 환자의 생리적 요구에 따라 심박출량을 변화시킬 수 있어야 하며 또한 완전삽입형 인공심장에 필연적으로 수반되는 문제인 좌-우 펌프박출량의 불균형을 해결할 수 있어야 한다⁴⁾. 전자에 관해서는 그 동안 여러가지 심박출량 조절장치가 개발되었지만 아직까지 완전한 방법에 대해서는 여전히 이론이 있다⁵⁻⁸⁾. 또 좌,우 펌프의 박출량 균형을 조절하는 문제에 관해서도 많은 연구가 진행되고 있는데, 현재 가장 보편적으로 채택되고 있는 방법은 별도의 탄성챔버(COMPLIANCE CHAMBER)를 사용하는 방법이다⁹⁻¹¹⁾. 이 방법은 인공심장의 구성 성분을 복잡하게 만들고 주기적으로 피하 포트를 통해 탄성챔버내의 공기를 조절하여야 하고 시간이 지나감에 따라 탄성도가 소실되는 단점이 있다. 좌-우 박출량균형의 조절에는 이 밖에도 심방간 단락(INTERATRIAL SHUNT)의 조성¹²⁾ 등 여러가지 방법들이 사용되고 있지만 어떤 방법도 아직까지 장기적으로 최선의 방법으로 증명된 것은 없다.

이동 작동기 형태(MOVING ACTUATOR TYPE)의 이른바 한국형 인공심장은 서울대병원 흉부외과와 의공학과가 공동으로 개발하고 있는 전기기계식 인공심장이다. 한국형 인공심장 역시 궁극적인 개발목표인 성공적인 임상 적용을 위해서는 생리적이면서 신뢰성있는 제어방법의 개발이 반드시 선행되어야 한다. 이런 관점에서 본 연구에서는 일반적으로 다른 인공심장들에서 사용되고 있는 탄성 챔버(COMPLIANCE CHAMBER) 및 변환장치(TRANSDUCER)의 사용을 피하면서 능동충진(ACTIVE FILLING) 형태의 인공심장에서 특히 문제가 되는 흡인(SUCTION) 문제를 해결할 수 있는 방법으로 이동 작동기 형태 인공심장의 모터전류파형(MOTOR CURRENT WAVIFORMS)을 이용한 제어 방법을 고안하였다. 그런뒤에 이렇게 고안된 제어방법의 신뢰성을 검증하기 위하여 일련의 실험실 검사(IN VITRO TEST) 및 동물실험을 시행

하였다.

대상 및 방법

1. 인공심장

실험에 사용된 이동 작동기 형태 한국형 인공심장의 제원은 다음과 같다.

1) 에너지 변환기(ENERGY CONVERTER)

에너지 변환기로 작용하는 이동 작동기(MOVING ACTUATOR)의 전동기(MOTOR)로는 소형으로 고효율을 내는 브러시 없는 직류전동기(BRUSHLESS DC MOTOR; S/M 566-18, Sierracin/Magnedyn, USA)를 사용하였다. 작동기는 EPICYCLIC GEAR TRAIN에 의해서 진자운동을 하도록 설계되었다. 즉 전동기를 포함한 작동기 자체가 고정되어 있지 않고 좌, 우로 움직임으로서 각각 좌, 우에 위치한 혈액주머니를 압축하여 혈액을 순환시키는 원리를 채택하였다(그림 1).

2) 혈액주머니(BLOOD SACS)

각각 우심실 및 좌심실 역할을 하는 우측 및 좌측 혈액주머니는 모두 폴리우레탄의 일종인 PELLATHANE(DOW CHEMICAL, USA)을 사용하여 이중 주머니 형태로 만들었다. 혈액주머니의 용적은 좌, 우 모두 90cc였다. 혈액주머니의 혈액과 접촉하는 표면은 최대한 매끄럽고 흠이 없게 만들었으며 솔기가 없도록(SEAMLESS) 제작되었다. 이렇게 만들어진 혈액 주머니들은 작동기에 부착점이 없이 인공 심장 내에 위치시켰다.

3) 판막(VALVES)

인공심장에 사용된 4개의 판막은 모두 고분자 판막으로 외경 26mm, 내경 22mm의 혈액적합성이 뛰어난 폴리우레탄으로 만들어졌다. 먼저 경성 폴리우레탄인 ISOPLAST 봉을 기계 가공하여 세 지지대와 중간에 원형의 판막지지대를 만들고 연성 폴리우레탄인 PELLATHANE막으로 판막첨(leaflet)을 만들어서 판막지지대의 중심부에 고정봉으로 고정시켰다. 얇은 판막첨은 혈류에 의해 중심부로 마치 뒤집혀진 우산 모양으로 접히면서 고정봉의 유격만큼 부동할 수 있어서 혈류가 중심부로 이동할 수 있도록 설계되었으며 이때 지지부위가 찢기는 효과가 있어서 이 부위에 혈전이 생기는 것을 방지하도록 고안되었다.

2. 제어장치(CONTROL SYSTEM)

제어장치는 마이크로제어기(Intel 87C196)에 기초를 둔 내부 제어기와 외부제어기(IBM-PC)로 구성되었다. 내부 제어기는 (1) 브러시 없는 직류전동기와 코뮤티이션

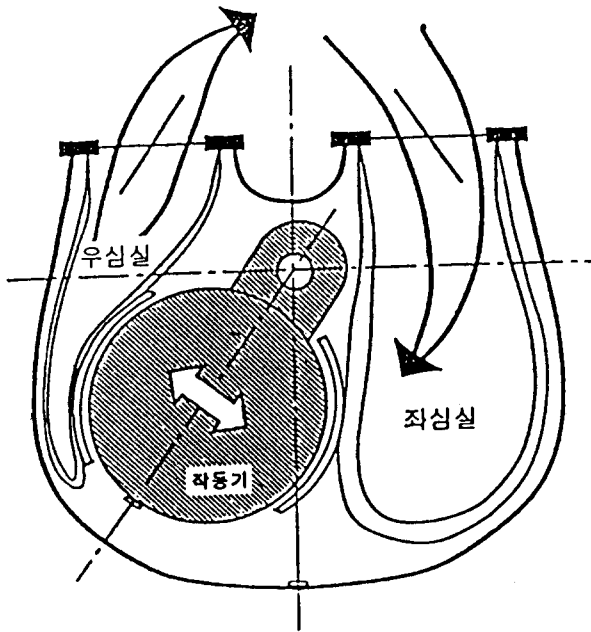


그림 1. 이동 작동기 형태 인공심장의 기본 모식도.

(COMMUTATION), (2) 생리적 제어알고리즘에 따른 작동기의 위치 및 속도 조절, (3) 외부제어기와 코뮤티이션을 담당하도록 하였다. 외부제어기는 RS-232 직렬통신 프로토콜(serial communication protocol)에 의해 내부제어기와 교통신호를 하는데 작동자는 이 외부제어기의 화면을 통해 삽입된 인공심장의 상태를 파악하고 그에 따라 작동방식을 변화시키며 필요한 자료들을 저장할 수 있다. 자동제어 장치는 내부 및 외부제어기에 소프트웨어로서 장착되었다.

3. 자동 제어 알고리즘 (AUTOMATIC CONTROL ALGORITHM)

완전 삽입형 인공심장의 효율적인 자동 제어방법을 개발하는데는 제어 알고리즘이 환자의 생리적 요구에 맞게 적절한 심박출량을 제공해줄 수 있어야 할 뿐 아니라 또한 좌-우 펌프 박출량의 균형을 유지하여 좌-우 심방의 압력을 적절히 유지시켜 줄 수 있어야 한다. 인공심장의 작동에서 환자의 생리적 요구를 정확하게 측정하는 방법에 관해서는 아직 이론이 많다. 자연심장의 박출량은 스탈링의 법칙에 의해 정맥환류량에 따라 변화하기 때문에 일반적으로 인공심장에서도 정맥환류량의 변화에 따른 작동방식의 개발이 가장 생리적인 것으로 평가되고 있다¹³⁾. 본 실험에서는 인공심장의 좌-우 혈액주머니들 즉 좌, 우심실에서

확장기충진(DIASTOLIC FILLING)이 일어날 때 만일 그 충전속도가 유입혈류량을 넘어 서면 음압이 발생하여 해당 심방의 허탈(ATRIAL COLLAPSE)이 일어난다는 전제하에, 모터전류(MOTOR CURRENTS)에 의해 유입혈류량을 간접적으로 측정하는 방법을 채택하였다. 즉 어떤 혈액주머니에서 확장기 충전시 음압이 발생하면, 이 상태가 다른 혈액 주머니를 압축하기 위해 반대 쪽으로 움직이고 있는 작동기 모터에 부담으로 작용하여 모터전류에 유의한 변화를 일으킨다는 이론이다. 이에 따라 이러한 모터전류상의 변화를 분석하여 일정한 변화를 기준점으로 그 점에 도달하면 음압으로 인한 흡인(SUCTION)의 위험성이 있는 것으로 판단하여 이동 작동기(MOVING ACTUATOR)의 작동거리 및 작동속도를 자동적으로 줄이는 알고리즘을 개발하였다(그림 2). 이 기준점에 도달하지 않는 한 이동 작동기는 미리 정해진 최대 작동거리(STROKE LENGTH) 및 속도(STROKE VELOCITY)까지 단계적으로 증가하면서 최대 심박출량을 5 L/MIN까지 낼 수 있도록 제어 알고리즘을 설정하였다. 그리고 이러한 전부하(PRELOAD)에 의한 제어기전 이외에도 후부하(AFTERLOAD)에 따른 반응도 일부 반영하기 위하여 임의의 설정 기준인 대동맥압 120mmHg를 기준점으로 만일 대동맥압이 이 이상을 넘어 서면 역시 이동 작동기의 작동 거리 및 속도 감소를 통해 심박출량을 줄이도록 하였다.

한편 좌, 우 펌프박출량의 조절은 이동 작동기 형태의 인공심장에서 볼 수 있는 특징적인 구조를 이용하여 작동기의 좌, 우 박출각(STROKE ANGLE)을 그림에서와 같이 비대칭적으로 운용함으로써 조절될 수 있도록 고안하였다(그림 3). 이때 좌, 우 박출각의 차이로 인한 인공심장 내 용적의 변화는 탄성챔버 대신 혈액 주머니 사이에 위치한 공기의 팽창과 압축에 의해 보상하도록 설계되었다.

4. 모의순환장치 실험

새롭게 개발된 제어 알고리즘을 동물실험에 적용하기 전에 먼저 모의순환 검사를 시행하였다. 모의순환 검사에 사용된 장치는 도노반 형태로서(Donovan type mock circulation system)¹⁴⁾ 흡인 현상에 대한 반응을 보기 위해 우심방 및 좌심방으로부터의 유입 튜브 중간에 각각 허탈이 가능한 챔버(COLLAPSIBLE CHAMBER)를 위치시켰다. 대동맥, 폐동맥, 우심방, 좌심방의 압력들은 PRESSURE TRANSDUCER (COBE) 또는 물기둥의 높이에 의해 측정하였으며 펌프박출량은 대동맥 출구에 초음파 유량계(ultrasonic flowmeter; TRANSONIC T-201)를 설치하여 측정하였다. 좌, 우 박출량 균형 조절에 관한 실험시에는

자동 제어 알고리즘

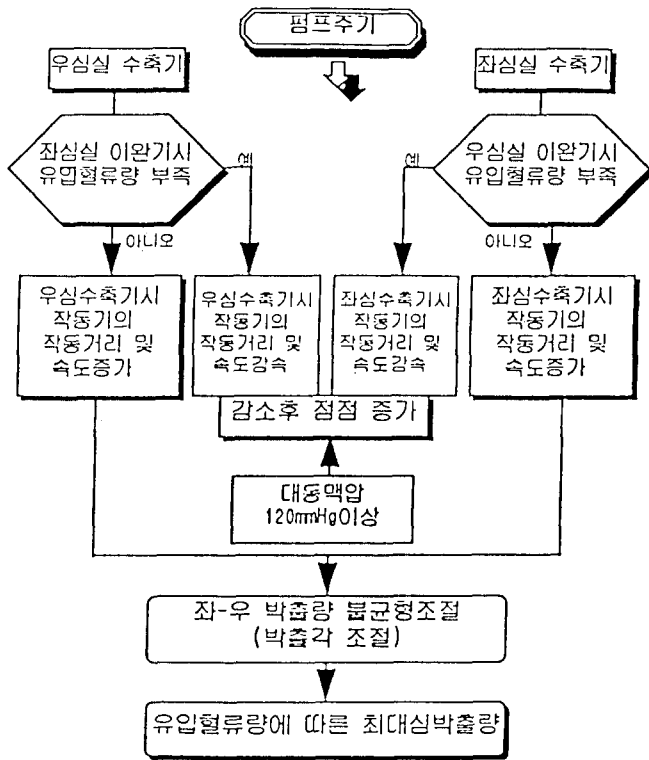


그림 2. 자동제어 알고리즘의 모식도.

폐동맥에도 유량계를 설치하여 우심실의 박출량을 측정하였다. 모의순환장치 실험에서는 먼저 유입혈류량이 충분히 보장되는 상태에서 자동제어 알고리즘에 의해 펌프가 자동적으로 최대 박출량을 내는 지를 확인한 뒤 흡인에 대한 모터전류의 파형을 분석하였다. 그 다음은 좌, 우 박출각의 비대칭 조절에 따라 좌, 우 심박출량의 차이를 어느 정도 조절할 수 있는지를 측정하였다.

5. 동물실험

체중 60~69 kg의 양 2마리에서 심폐바이패스를 이용하여 인공심장치환수술을 시행한 후 생체 실험을 통해 전술한 자동제어 알고리즘의 신뢰성을 검증하였다¹⁵⁾. 실험양의 심장은 전신 마취하에 횡흉골절개술(transsternal thoracotomy)에 의해 노출되었으며, 심폐바이패스 회로는 AMERICAN OPTICAL 5-HEAD PUMP 및 막형 산화기 (UNIVOX-IC; BENTLEY)로 구성되었다. 정맥 환류캐놀라는 우측경정맥 및 우심방부속지를 통해 따로 삽입하거나 또는 우심방을 통해 두 대정맥의 캐놀라를 모두 삽입하

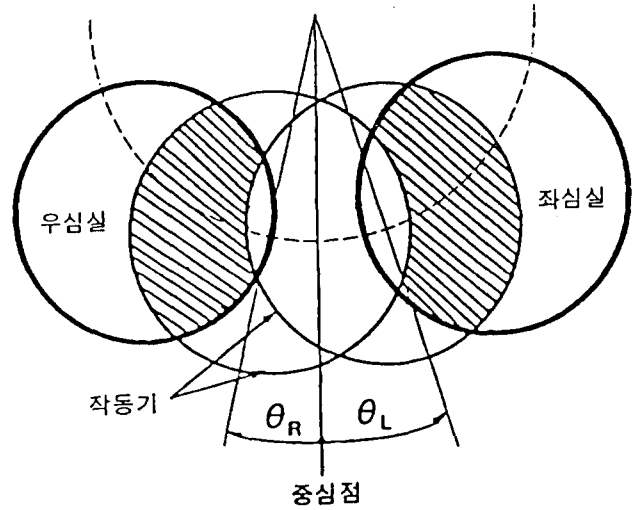


그림 3. 이동 작동기 형태 인공심장의 삼원통 모델(three-cylinder model). 그림에서 빗금친 부분은 작동기에 의해 박출되는 각 심실의 일회박출량(stroke volume)을 가르킨다. 각 심실의 일회박출량은 우측(θ_R) 및 좌측(θ_L) 박출각(stroke angle)의 차이 즉 비대칭치(asymmetry value)에 의해 조절된다.

였다. 동맥캐놀라는 목으로부터 우경동맥을 통해 삽관하였다. 심폐바이패스에서 양의 양심실을 절개하였다. 인공심장의 심방커프(atrial cuffs)들은 연속봉합으로 원래 심방에 연결하였으며 대동맥 및 폐동맥 도관은 slip-in connectors에 의해 각각 원래의 대동맥 및 폐동맥에 연결하였다. 인공심장치환후 인공심장내의 공기를 제거하고 즉시 인공심장을 작동시키면서 약간의 안정기간을 거친 후 자동제어장치를 작동시켰다.

결 과

모의순환장치 실험에서 유입혈류량을 제한하지 않는한, 인공심장은 자동제어 알고리즘에 의해 미리 설정된 최대 펌프박출량까지 문제없이 박출량을 낼 수 있었다. 모터전류의 파형들을 분석한 결과 먼저 정상 작동상태의 파형은 인공심장내의 작동기(ACTUATOR)가 좌측 혈액주머니를 밀 때 즉 후부하가 큰 대동맥으로 혈액을 내보낼 때 나타나는 높은 파형과 작동기가 우측혈액주머니를 밀 때 즉 후부하가 상대적으로 작은 폐동맥으로 혈액을 내보낼 때 나타나는 낮은 파형이 번갈아가며 규칙적으로 나타나는 모습을 보여 주었다(그림 4a). 그림 4b는 우측 혈액주머니 즉 우심실의 이완기시 혈액충진량의 부족으로 음압이 걸렸을때의 파형으로 이때는 작동기가 좌측 혈액주머니를

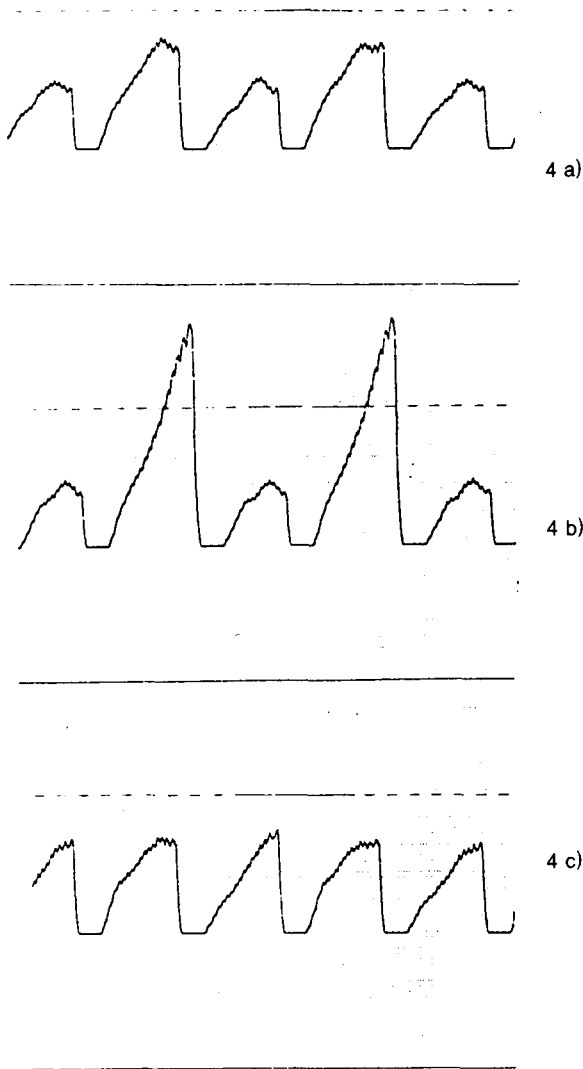


그림 4. 전형적인 모터전류 파형들의 모습. 각각 정상 파형(4a), 우심방 허탈(collapse) 파형(4b), 좌심방 허탈 파형(4c)을 보여주고 있다.

미는 과정에서 정상보다 더 큰 모터 전류를 요하기 때문에 대동맥 파형이 더 가파른 기울기를 보이면서 최대 전류값이 높게 변하는 것을 볼 수 있었다. 그림 4c에서는 이와 반대로 좌측 혈액주머니의 이완기시 혈액충진량의 부족으로 음압이 걸렸을때의 파형으로서 이때는 작동기가 우측 혈액주머니를 미는 과정에서 정상보다 더 큰 모터전류를 요하기 때문에 폐동맥파형이 대동맥파형만큼 커지는 것을 관찰할 수 있었다. 좌우 박출각의 비대칭치(asymmetry value)를 조절한 실험 결과는 비대칭치의 조절에 따라 좌,

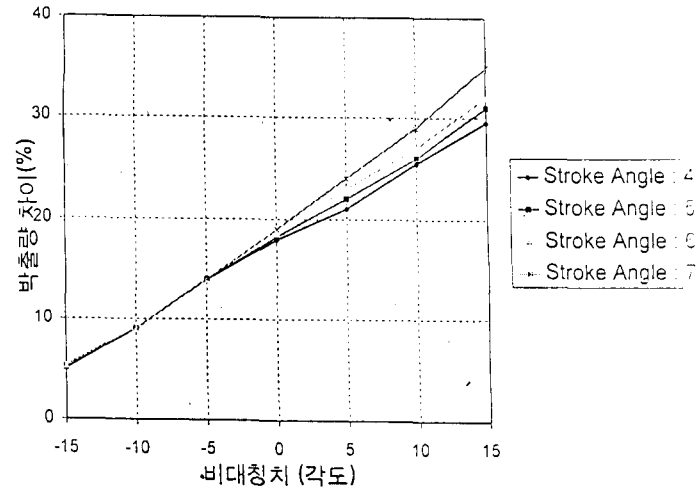


그림 5. 전체 박출각(stroke angle)과 좌, 우 박출각의 차이(비대칭치; asymmetry value)에 따른 좌, 우 펌프 일회 박출량의 변화를 나타내는 도표¹⁸⁾. 비대칭치가 좌측으로 커질수록 좌심 박출량이 점점 증가하는 양상을 관찰할 수 있다. 또 이러한 증가는 전체 박출각이 70도일때 가장 현저한데 이 차이는 0~15도의 비대칭치에서 뚜렷히 나타나고 있다.

$$[\text{박출량 차이}(\%)] = \frac{(\text{좌심 박출량} - \text{우심 박출량})}{\text{좌심 박출량}} \times 100$$

우 펌프의 박출량이 유의한 범주에서 변화되는 것이 관찰되었다(그림 5).

두 차례의 동물실험을 통해 첫번째 동물에서는 3일 동안 그리고 두번째 동물에서는 2일 동안 자동제어 알고리즘을 작동시키면서 효율성을 검증하였다¹⁵⁾. 실험기간중 인공심장의 펌프박출량은 안정시 컴퓨터 계측장치에 의한 측정 결과 3.5~4.5 liter의 범주에서 유지되었다. 관찰기간 동안 자동제어 알고리즘은 순조로운 작동경과를 보여 모터전류상 혈액주머니에 음압에 의한 흡인 현상이 발견되지 않는한 작동기는 미리 정해진 최대한의 작동거리 및 작동속도 까지 증가하는 양상을 규칙적으로 보여 주었다. 이런 현상은 특히 인공심장 치환 후 흉곽을 닫기까지의 기간 즉 육안으로 인공심장의 작동상태를 확인할 수 있는 상태에서도 잘 증명되었다. 또 흡인이 일어나는 경우에는 그에 따라 작동기의 작동거리 및 작동속도가 줄었다가 일정 기간 후에 다시 자동적으로 보상하는 알고리즘이 생체실험에서도 효율적으로 작동되는 것이 관찰되었다. 대동맥압은 수동제어를 시행한 일부 시기를 제외하고는 자동제어 알고리즘에 의해 임의로 설정한 상한치인 120mmHg 이하에서 유지되었다.

고 찰

이동 작동기(MOVING ACTUATOR)를 사용한 이른바 한국형 인공심장은 서울대병원 흉부외과와 의공학과 공동 연구팀에 의해 개발되고 있는 효율적인 형태의 완전삽입형 인공심장으로 최근 해부학적 적합성이 보다 개선된 새로운 모델(SNUH II형)이 개발된 바 있다. 이번 연구에서 SNUH II형의 인공심장을 작동시키는데 필요한 제어 장치를 개발하는데에는 과거 SNUH I형의 인공심장 제어 장치에서와 같이 두 가지 기본 원칙하에 출발하였다⁴⁾. 즉 완전 삽입형 인공심장의 구성 성분에 추가 부담을 안겨주는 탄성챔버(compliance chamber)의 사용을 피하는 것과 변환장치(transducer)를 사용하지 않는다는 것이다. 모터에 의해 작동되는 인공심장에서 압력변환장치(pressure transducers)나 홀센서(Hall sensors) 같은 장치를 사용하지 않을 경우 환자의 생리적 요구에 따른 펌프박출량의 조절에 관한 정보는 모터 자체의 움직임 즉 모터전류에 의해 얻을 수밖에 없다. 그리고 전기식 인공심장에서와 같이 체내에 완전히 삽입되면서 딱딱한 구조물내에 혈액주머니가 위치하고 있는 경우에 탄성챔버를 없애면 혈액주머니를 이동 작동기에 부착시켜 놓지 않더라도 어느 정도의 능동 충전(ACTIVE FILLING)을 피할 수 없게 된다. 따라서 모터전류를 통해 모터의 전체 파워소비량에 대한 정보를 얻을 수 있으리라는 것과 이러한 모터의 전체 파워소비량이 한국형 인공심장 같은 능동충진형 인공심장에서의 전부하를 충실히 반영할 수 있을 것이라는 가정을 하고 이에 따른 심박출량 제어방식을 개발하려고 하였다.

다시 말해서 이동 작동기 형태의 한국형 인공심장에서 심박출량 제어방식의 기본 방법은 자연심장에서와 같이 정맥환류양 즉 전부하에 따라 심박출량을 조절하는 방식을 택하는 것이다. 이를 위해서는 인공심장으로의 정맥환류량을 측정할 수 있어야 하고 또 이렇게 측정된 정맥환류량에 상응하는 심박출량을 내보내기 위해서 펌프의 속도 및 일회박출량을 정밀하게 조절할 수 있는 제어방식이 필요하게 된다. 한국형 인공심장과 같은 능동충진형 인공심장에서 앞서 말한 모터전류로부터 전부하를 정확히 계산하는 것은 모터전류에 대한 상대적으로 작은 전부하의 영향이 큰 후부하의 영향에 의해 가려지기 때문에 쉬운 일이 아니다. 그러나 능동충진형 인공심장에서 심실충진 속도가 유입혈류량을 초과할 때 나타나는 현상인 심방허탈(ATRIAL COLLAPSE)의 경우에는 모터전류상에서 쉽게 그 변화를 측정할 수 있다. 따라서 전부하에 따른 제어방

식의 한 기준점으로 심방허탈시에 나타나는 모터전류의 큰 변화를 이용하는 작동 알고리즘을 개발하였다. 만일 심방허탈이 일어나지 않는 범위에서 심박출량이 최대한 유지될 수 있도록 제어알고리즘이 작동된다면 주어진 전부하에 따른 심박출량의 조절이라는 관점에서 대단히 이상적인 심박출량 조절 방식이 될 것이다. 실제 모의순환장치 실험 및 동물실험에서도 유입혈류량이 충분히 보장되는 상태에서는 작동기의 작동거리 및 작동속도가 점진적으로 증가하면서 미리 설정한 최대 심박출량까지 박출량을 내는 것이 관찰되었다. 이때 만일 심박출량을 증가시키는 과정에서 유입혈류량의 부족으로 심방허탈이 생기면 모터전류 파형의 변화에 의해 즉각 제어알고리즘에 감지되어 작동기의 이동거리 및 속도가 자동적으로 감소하였다가 일정 기간후에 다시 증가하는 것이 증명되었다. 이러한 실험 결과는 제어알고리즘의 설계에서 예상한대로 기본적으로 전부하에 반응하여 펌프박출량을 내는 형태가 되었다. 그리고 본 제어알고리즘에서 첨가한 후부하에 대한 제어방식도 동물실험에서 대동맥압이 항상 120mmHg 이하로 조절되게끔 성공적으로 운용되었다. 후부하에 대한 이러한 추가 제어장치는 후부하의 정도에 관계없이 펌프박출량을 조절할때 생기는 단점을 부분적으로 해소할 수 있는 장점이 있다⁶⁾.

완전 삽입형 인공심장의 심박출량 제어방식의 개발에 있어서는 반드시 좌-우박출량 균형을 잘 맞추어 주는 것에 주의를 기울여야 한다. 완전삽입형 인공심장에서 체순환과 폐순환 사이의 박출량 불균형은 (1) 기관지 순환(BRONCHIAL CIRCULATION)에 의한 좌-좌 단락(LEFT-TO-LEFT SHUNT), (2) 좌심실에서 상대적으로 큰 판막누출과 탄성도로 인한 박출량의 손실, (3) 우심실에서의 INERTIAL PASSTHROUGH 등에 의해 초래된다¹⁷⁾. 만일 좌-우심박출량의 불균형이 그대로 방치되면 좌심방압의 급격한 상승으로 인해 치명적인 폐부종이 발생하게 된다. 이러한 완전삽입형 인공심장에서의 좌-우 박출량 불균형 문제는 공기구동형 인공심장이나 양심실보조장치에서와 같이 좌, 우심실이 각각 독립적으로 조절되는 시스템에서는 문제가 되지 않는다. 현재 세계적으로 완전삽입형 인공심장을 개발하고 있는 여러 연구소들에서는 이런 좌-우 박출량 불균형 문제를 해결하기 위하여 기본적으로 우측 혈액 주머니 즉 우심실의 박출량을 좌심실에 비해 적게 만든다는 원칙하에 여러가지 방안들을 강구하고 있다. 이중 가장 보편적으로 사용되고 있는 것이 탄성챔버의 사용으로 현재 미국 펜스테이트대학, 클리브랜드클리닉, 아비오메드회사 등의 인공심장에서 이를 채택하고 있는데 탄성

챔버의 사용에 따른 단점이 상당히 큰 상태이다. 이동 작동기 형태 인공심장의 장점중의 하나는 이러한 좌-우박출량의 불균형을 조절하는데 특이한 장점을 제공해 줄 수 있다는 점이다¹⁸⁾. 즉 앞서 말한 탄성챔버의 사용 없이도 이동 작동기의 진자운동 각도(stroke angle)를 좌측 또는 우측으로 비대칭적으로 조절해줌으로서 좌우 펌프의 박출량을 매 박동시마다 상당한 범주내에서 조절해 줄 수가 있다는 것이다. 이러한 현상은 모의순환장치 실험에서 잘 증명되었다. 이때 이동 작동기의 좌,우 비대칭 움직임의 결과로 생기는 인공심장내의 용적 변화는 혈액주머니 사이 공간에 있는 공기의 팽창과 압력에 의해 보상되게끔 고안되었다. 두번의 동물실험에서도 관찰기간중에는 혈액학 측정 수치상 좌심방압이 유의하게 상승하지 않아 이러한 좌우 박출량 조절 기전의 효율성을 부분적으로 증명하였으나, 첫번째 실험동물에서 폐조직검사상 심한 폐포내 출혈이 관찰되어 이것이 좌심방압의 실질적인 상승의 결과인지 추가 분석이 필요한 상태다. 실제로 체내 완전 삽입형 인공심장에 있어 좌, 우 박출량 불균형의 원만한 조정은 가장 어려운 숙제중의 하나로서, 여기에 대해 본 이동 작동기 형태 인공심장에서 개발한 자동제어 알고리즘의 신뢰성을 보다 정밀하게 검정하기 위해서는 향후 보다 장기적인 동물실험을 통해 이를 분석해 나가는 과정이 필요할 것으로 생각된다.

결 론

이동 작동기 형태(MOVING ACTUATOR TYPE) 인공심장에서 효율적으로 적용 가능한 자동제어방식을 개발하였다. 모터전류의 파형분석과 이동 작동기 기전의 구조적 특성에 근거를 둔 이 자동제어방식은 인공심장에 별도의 변환장치나 탄성챔버를 사용하지 않는 장점이 있다. 이러한 자동제어방식의 단기간 효율성 및 신뢰성은 모의순환장치에서 입증되었고 동물실험에서도 부분적으로 증명되었다

참 고 문 헌

1. Johnson KE, Liska MB, Joyce LD, Emery RW. *Use of total artificial hearts: summary of world experience, 1969-1991.* ASAIO J 1992;38:M486-M92
2. Khanwilkar PS, Olsen DB. *Future prospects for a totally implantable artificial heart.* In: Ott RA, Gutfinger DE, Gazzaniga AB. *Cardiac Surgery Vol. 7 No. 2-Mechanical Cardiac Assist.* Philadelphia: Hanley & Belfus, Inc. 1993;457-70
3. White RK, Olsen DB. *Control systems for the electric heart.* Artif organs 1991; 15(5):427-9
4. Kim HC, Min BG. *Cardiac output regulation in the moving actuator total artificial heart without a compliance chamber.* ASAIO Trans 1992; 38:846-50
5. Weiss WJ, Rosenberg G, Snyder AJ, et al. *Permanent circulatory support system at the Pennsylvania State University.* IEEE Trans Biomed Eng 1990; 37:138-45
6. Lioi AP, Orth JL, Crump KR, et al. *In vitro development of automatic control for the actively filled electrohydraulic heart.* Artif organs 1988; 12:152-62
7. Vajapeyam B, McInnis BC, Everett RL, Vakamudi AK, Akutsu T. *A microprocessor based control system for the artificial heart.* Trans Am Soc Artif Organs 1979; XXV: 379-82
8. Takatani S, Tanaka T, Nakatani T, et al. *Development of hemoglobin oxygen optical sensors for automatic control of artificial heart output.* Trans Am Soc Artif Organs 1985; XXXI: 45-9
9. Kung RT, Ochs B, Singh PI. *A unique left-right flow imbalance compensation scheme for an implantable total artificial heart.* Trans Am Soc Artif Intern Organs 1989; 35:468-70
10. Smith WA, Kaneko S, Snow J, et al. *Volume stability of the gas-filled intrathoracic compliance chamber.* In: Nose Y, Kjellstrand C, Ivanovich P, eds. *Progress in artificial organs-1985.* Cleverand: ISAO Press, 1986: 541-46
11. Pierce WS, Rosenberg G, Snyder AJ, Pae WE, Donarchy JH, Waldhausen JA. *An electric artificial heart for clinical use.* Ann Surg 1990; 212: 339-44
12. Olsen DB, White RK, Long J, Khanwilkar P. *Right-left ventricular output balance in the totally implantable artificial heart.* Int J Artif organs 1990; 14: 359-64
13. Guyton AC, Jones CE, Coleman TG. *Regulation of cardiac output from an artificial heart.* In: Guyton AC, Jones CE, Coleman TG, eds. *Circulatory physiology: cardiac output and its regulation.* Philadelphia: WB Saunders, 1973:483-93
14. Donovan FM. *Design of a hydraulic analog of the circulatory system for evaluating artificial hearts.* Ann Biochemical Engineering 1974; 2:1
15. 김원곤, 원용순, 안 혁, 민병구, 노준량. 양에서 시행한 이동작동기 형태(MOVING ACTUATOR TYPE) 인공심장의 삽입실험. 대홍회지 1995;28:533-41
16. Massiello A, Raymond K, Butler K, Himley S, Chen J, McCarthy M. *The Cleveland Clinic-Nimbus total artificial heart, design and in vitro function.* J Thorac Cardiovasc Surg 1994; 108:412-9
17. Tanaka T, Takatani S, Umezu M, et al. *Factors affecting left-right output differences in artificial heart implanted animals.* ASAIO Trans 1985; 31:211-5
18. Kim HC, Min BG. *In vitro development of automatic control for the moving-actuator type total artificial heart(TAH).* In: Akutsu T, Koyanagi H(eds) *Artificial Heart 4.* Springer, Tokyo, 1993;361-365