

완전내장식 인공심장의 기초설계

천길정¹, 김희찬², 김성완³, 민병구⁴, 한동철⁵, 고창순⁶, 노준향⁷
서울대 의공학과, 기계설계학과, 제어계측공학과, 내과, 흉부외과

Preliminary Design of a Totally Implantable Total Artificial Heart

G.J. Cheon, H.C. Kim, S.W. Kim, B.G. Min, D.C. Han, C.S. Ko, J.R. No

S.N.U. Dept. of Biomedical Eng., Mechanical Design, Control & Instrumentation
Eng., Internal Medicine, Thoracic Surgery

1. 서론

심장질환인 악화되어 자연심장만으로는 생명을 유지하기 어렵게 된 경우에, 자연심장의 기능을 보조하기 위한 좌심실 보조장치 (LVAD: left ventricle assist device) 와 자연심장의 기능을 완전히 대체할 수 있는 완전인공심장 (TAH: total artificial heart)에 대한 연구 개발이 각국에서 활발히 진행되고 있다. 그 결과 LVAD는 거의 성공단계에 들어섰고 TAH도 상당한 수준으로 진척되어 있다.

인공심장의 궁극적인 목표는 에너지 변환장치와 콘트롤러 및 에너지원 까지도 모두 체내에 네장시키는 것인데, 현재 사용되고 있는 TAH는 공압식 (pneumatic type)으로서 공기압축기가 체외에 있는 관계로 보행이나 휴대가 불편하다. 따라서 공기압축기가 필요없이 전원만 공급해주면 에너지변환장치의 기능을 체내에서 수행할 수 있는 여러 가지 형태의 완전내장식 TAH가 여러곳에서 시험개발 중에 있다. 그러한 필요에 따라 본 연구실에서도 독자적인 모델을 설계, 제작하였다.

2. 설계원리

2-1 인공심장에 요구되는 조건

재질적으로 인공심장은 체내에 이식되었을때 생체조직 및 피와 접촉하여 거부반응을 일으키지 않아야 하고, 혈류역학적으로는 마찰 및 정체로 인한 용혈 및 응혈 현상이 없으면서 자연심장과 같은 기능 (혈압 80~140 mmHg, 박출량 6~12 l/min)을 수행할 수 있어야 한다. 또한 해부학적으로는 자연심장의 크기 및 구조와 비슷하여 자연심장을 제거한 공간상에 들어가서 잘려진 혈관들과 용이하게 접합될 수 있어야 한다.

인공심장에 사용되는 재질은 이미 상용화되어 있으므로 본 연구실에서는 기계적 원리와 제어원리 및 해부학적 원리에 중점을 두고 연구를 진행하였다.

2-2 구조 및 작동원리

압축공기를 사용하지 않고 좌우심실을 압축하여 펌프역할을 하기 위하여 소형모터를 사용한다. 즉 모터를 분할된 공속에 내장시켜 원통속에서 시계방향과 반시계방향으로 고대로 구동시키고 한쪽 커버를 레버로 고정하여 회전운동을 억제하면, 모터가 부착된 커버가 회전하여 좌우심실쪽으로 운동함으로서 펌프역할을 수행한다. 이때 혈관과 공이 직접 접촉하는 걸 방지하기 위해 공의 양쪽에 반구형의 막을 원통의 내부 벽면 둘레에 부착함으로서 원통과 막으로 이루어지는 좌우심실을 구성한다.

(그림1). 공이 굴러서 심실을 압축해야 할 거리에 해당하는 만큼의 원주들 래에 기어를 제작하고 원통의 벽면에 레코 기어를 부착하여 서로 물리게 함으로서 공의 회전운동이 단순회전 운동이 아닌 회전운동과 직선운동을 병행하게 한다. 또한 좌우심실의 벽면에는 inlet valve 와 outlet valve 를 설치하여 유체가 한쪽 방향으로만 흐르도록 한다. 이때 밸브에 연결되는 관들은 접합될 혈관과 같은 방향으로 설치한다 (그림2).

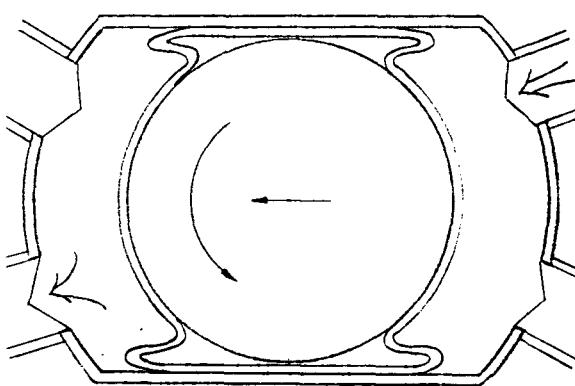


Fig.1 Diagram of the rolling ball type artificial heart

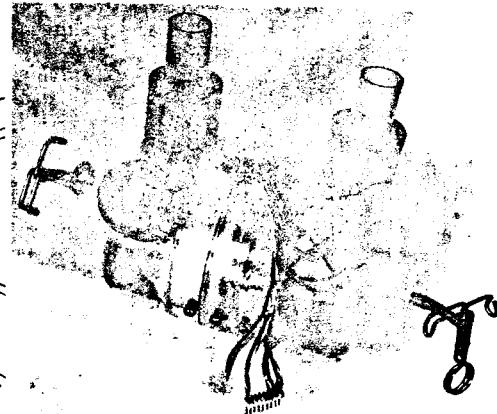


Fig.2 Rolling ball type artificial heart

2-3 제어원리

혈압과 박출량은 인체라는 black box 에 의해 dynamic 한 관계를 가지며 변화하므로 생리적 요구를 만족시키기 위해서는 특수한 제어 알고리즘을 사용해야 한다. 그러나 이번 연구에서는 단순한 순환계를 사용하여 모의 순환을 행한 결과로 최고 압력과 유량을 내는데에만 중점을 두었다. 혈압은 공급와트수를 변화 시킴으로서 조절하고, 박출량은 공의 이동거리와 왕복 속도를 변화시킴으로서 조절한다. 또한 압축/팽창 시간비율(S/D ratio) 은 공의 이동속도와 정지시간의 조절로 변화 가능하다.

3. 실험

3-1 실험장치

모의 순환계는 본 연구실에서 제작한 순환계를 사용하였다.

펌프 본체는 아크릴을 사용하였으며 그 직경은 98mm, 길이 150 mm 로서 1회 최대 박출량은 200cc 까지 되도록 설계하였다. 심실을 이루는 막은 실리콘리버(RTV KE-1402) 로 제작하였고, 체크밸브는 아크릴로 제작한 볼밸브를 사용하였다. 모터는 스위스제 ESCAP PH532-258004 stepping motor 로서 low speed useful torque 가 120mNm, step angle 은 3.6° 이다. 또한 모터의 토오크를 키우기 위해 2단에 걸쳐 유성기어를 장착하였으며 그 감속비는 1/30이다. 펌프 제어를 위해서는 마이콤과 자체 제작한 콘드롤러를 사용하였다. 압력측정에 사용된 개기는 Statham P23Db transducer 와 GILSON paper recorder 이다.

모터와 밸브를 포함한 펌프 전체의 무게는 1470g , 체적은 1200cm³ 이다.

3-2 실험방법

박동수(BPM)를 30 및 60으로 변화하면서, 심실과 동맥부에 연결된 catheter를 통해 압력을 측정하였고 유량은 비이커로 직접 측정하였다.

3-3 실험결과

본 연구실에서 제작한 펌프를 무부하 상태에서 BPM 60으로 작동 시킬 때 소요된 에너지는 3W 이었다. BPM 이 30 일 때 심실에서의 최고 압력은 100mmHg, 최소 압력은 -10mmHg 이었으며, 대동맥부에서의 최고 압력은 70mmHg, 최소 압력은 40mmHg 이었다. BPM 이 60 일 때 심실에서의 최고 압력은 10mmHg 이었다. 이 때 측정된 유량은 두 경우 모두 한 stroke 당 20cc 이었다. (그림 3.) 소요된 전기 에너지는 25W (10V, 2.5A) 이다.

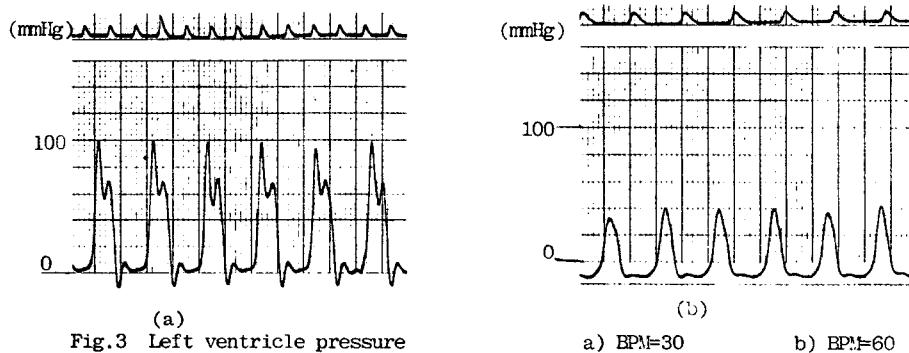


Fig.3 Left ventricle pressure

3-4 고찰

인공심장의 두 가지 필수 기능인 최고 혈압과 최고 유량을 발생시키는 면에 있어서, 혈압은 거의 같은 하고 있으나 박출량이 상당히 못 미치고 있다. BPM 60 으로 혈압 120mmHg, stroke volume 200cc 를 내는데 필요한 이론적인 에너지는 손실을 무시했을 경우 4.7W 로써, 기계손실 3W 를 포함하면 실제 에너지가 과잉 공급되었고, 모터의 열이 상당하였다. 실제로 모터의 효율을 측정해본 결과 225 rpm에서 0.656Kgf·cm 정도 이어서 모터의 효율이 상당히 낮은 상태이다.

따라서 공급 해주는 대부분의 전기적 에너지가 열로써 손실되어 모터를 가열시키고, 실제 발생되는 기계적 에너지가 적은 관계로 심실 수축시 최고 혈압에 도달하면 더 이상 진전하지 못하고 되도록 오는 현상 때문에 심실 수축량이 많지 않아 박출량이 미소하며, 최고 혈압도 힘의 과소때문에 요구되는 임пу네지 못하였다. 심실에서의 음압발생 현상은 계기 자체의 불안정성과 심실 확장시의 순간적인 진공상태 때문으로 판단된다.

4. 결 론

이상의 rolling ball type pump 를 사용한 실험 결과에 의하면, 앞으로 모터의 효율을 50% 정도 까지만 증대시켜도 혈압과 박출량을 충분히 낼 수 있고 열에 의한 과열 현상도 해결할 수 있다.

'도 한 pump 의 커버를 경금속 base 와 biomeric 를 사용 할경우 체적을 700cc 정도 까지로 줄일 수 있고, 기어와 공의 제질을 특수플라스틱을 사용하여 제작하면 전체 무게를 700g 정도 까지 줄일수 있으므로, 의의 모델을 좀 더 개선하고 제어 알고리즘을 개발하면 생체내 이식을 달성할 수 있을것으로 예상된다.

참고 문헌

- 1) T. Akutsu; Artificial Heart, 1975, Igaku Shion, Tokyo
- 2) R.K. Jarwick; The Total Artificial Heart, Circulation, Jan., 1981
- 3) W.S. Pierce; Artificial heart and blood pumps in the treatment of profound heart failure, vol. 68, No.4, Oct. 1983, Circulation
- 4) W.S. Pierce, et. al.; An electric motor driven total artificial heart, IEEE Frontiers of Eng. in Health Care, 1982
- 5) M.A. Fischett;, The quest for the ultimate artifical heart, IEEE Spectrum Mar., 1983
- 6) 천길정, 김성완, 민병구, 한동철 : 인공작심실 개발을 위한 모의순환계의 기초설계, 의공학회 추계학술대회 논문집, 1984, 11.