

인공심장의 연구개발 현황

韓東哲* · 千吉丁**

서울대학교 機械設計學科 教授* · 大學院生**

1. 인공심장 개발의 필요성

물질 문명의 발달에 따른 각종 사고와 질병으로 인하여 신체의 일부가 그 기능을 상실하게 되어 정상적인 생활을 영위할 수 없게되는 사람들이 늘어남에 따라, 그 부분을 인공요소로 대체하여 정상적인 생활을 가능케 하려는 요구가 증대되고 있다. 따라서 의공학이 점차 발달되어 21세기에는 신체의 극히 일부분만을 제외한 대부분의 장기가 인공장기로 대체 가능하게되며 또한 그 사용이 보편화 될 것으로 전문가들은 예상하고 있다.

신체의 말단 부분인 팔 다리등의 주로 기계적인 기능을 수행하는 부분은 신체 전체 부분과의 상관관계가 비교적 단순하여 인공적인 요소로 대체하기가 쉬운 편이다. 그러나 순환기 계통의 장기는 그 기능이 독자적으로 수행되지 않고 다른 장기들과의 관계가 긴밀하기 때문에 인공요소로의 대체가 훨씬 복잡하고 어려운 실정이다.

그 중에서도 기능이 비교적 단순한 것이 바로 심장인데, 심장은 다른 장기들과는 달리 화학적인 처리작용을 수행하지 않고 주로 일정 범위의 압력과 유량을 연속적으로 펌핑(pumping) 해주는 기계적 기능을 수행하기 때문이다. 현재 미국에서 사용하는 인공심장의 경우 그 재료비와 수술비등이 1회에 약 15만불 정도이고 심장용 인공판막이 개당 대략 2천불 정도로서 상당히 고가이며 그 수요가 갈수록 늘어날 것으로 전망되어(현재 미국내에서 시급하게 인공심장을 필

요로하는 사람의 수는 연간 15,000~20,000명 정도 : NIH 통계) 인본주의(humanism) 관점에서 뿐만 아니라 시장성 및 경제성 면에서 앞으로 인공장기의 개발분야가 그 전망이 매우 밝은 것으로 예상된다. 현재 인공심장을 개발하고 있는 나라는 미국, 일본, 소련, 독일, 영국, 프랑스, 중공등 주로 경제적·기술적 선진국 들인데, 각 나라들은 인공심장 개발이 기타 인공장기 및 인공재질의 개발에 선도적인 개발효과가 있을 뿐만 아니라, 지금 까지의 개발 연구비가 각국의 국민이 내는 세금으로 수행되어 왔기 때문에 수술 희망자가 많아도 자국민을 우선적으로 수술하려는 배타적인 여론이 형성되어 있어서 서로 치열한 개발 경쟁을 벌이고 있다.

2. 자연심장(Natural Heart)의 구조·기능 및 원리

자연심장의 구조는 그림 1에서 보는 바와 같다. 근육으로 이루어진 주먹만한 크기의 주머니가 격벽으로 나뉘어져 좌우 심장을 구성하고 각각은 다시 한쪽 방향으로만 열릴 수 있는 판막으로 심방과 심실로 나뉜다. 좌심장에서 나가는 관은 대동맥(aorta)으로서 몸전체의 순환계(체순환 : 대순환)를 이루고, 우심장에서 들어오며 우심장에서 나가는 관은 폐동맥(pulmonary artery)으로서 폐순환계(소순환)를 이루고 다시 좌심장으로 들어오게 되며, 그 혈관을 따라 좌우심장의 펌프(pump)기능에 의해 피가 폐회로(closed loop)순환을 계속 한다.

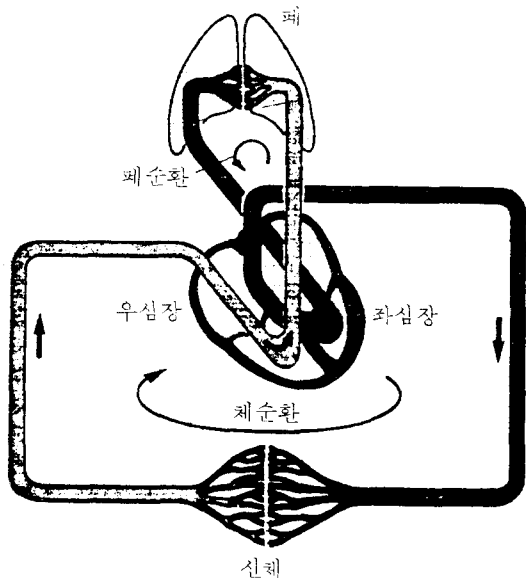
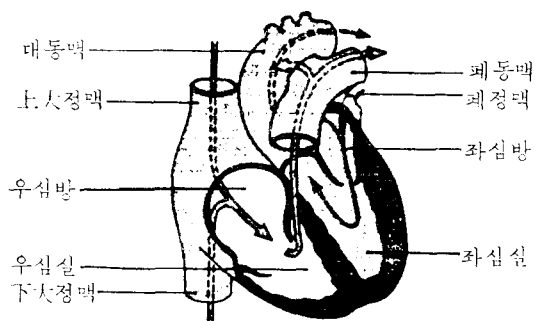


그림 1 자연심장의 구조 및 혈류 순환도

심장이 펌프로서의 기능을 원활히 수행하기 위해서는, 적정 유량과 압력을 적시에 보내줄 수 있어야 한다. 유량이 너무 적으면 신체 각 부분에서 필요로하는 산소와 영양분을 충분히 공급 할수가 없고, 압력이 혈관등에 의해 형성되는 저항을 충분히 견뎌낼 수 없어서 저항이 특히 센 모세혈관 같은 곳에서는 순환이 원활히 이루어질 수 없다. 압력이 너무 높으면 혈관이 약한 부분에서 파열되어 치명적인 결과를 유발할 수 있으므로 역시 위험하다.

뇌는 신체 각 부위에서의 변화를 총체적으로 파악하여 전기적 신호에 의해 심장의 박동수와 1회당 박출량(stroke volume)을 조절하여 최적

의 유량을 공급하며, 혈관내 압력의 지나친 변화를 다양한 감지기와 혈관의 유연성으로 방지한다. 생체내의 혈관은 공업용 파이프와는 달리 그 직경이 內壓에 따라 변하여, 심장 수축시에 한꺼번에 나오는 유량으로 인한 고압 형성시 혈관이 팽창하여 급작스런 압력상승을 방지하고, 심장 팽창시에는 늘어났던 혈관이 수축하면서 압력이 지나치게 떨어 지는걸 방지하여 작은 변화의 압력 폭으로 꾸준한 유동을 보장한다. 성인의 경우 평균유량은 분당 6~9l, 압력은 90~120mmHg 로서, 심장은 하루평균 약 10톤의 피를 평생동안 잠시도 쉬지 않고 온몸으로 공급해주는 신비로운 기능을 가지고 있다.

3. 인공심장의 필요조건

미국내에서 인공장기에 관한 모든 사항을 관리하는 국립보건연구소(NIH: National Institute of Health)에서 인체내에 인공심장을 이식하기 전에 인공심장이 갖추어야 할 기본조건으로 요구하고 있는 사항들은 다음과 같다.

3.1 기계적 조건

- 5년 이상의 수명 보장
- 펌프 구성 요소의 마멸·부식등에 의한 파괴 방지
- 주변 상황에 의한 영양 극소화(진동·충격·자장.....)
- 펌프의 과열 방지
- 체액(體液)·습기등에 의한 영향 방지
- 기름 누출 방지·완전밀봉
- 펌프 구성 요소의 내구성·신뢰성 실험
- 소음·진동·반력 최소화
- 배터리(battery) 작용시 적정시간 이상 작동 가능 필요

3.2 가변체적에 관한 조건

가변체적(variable volume)이란 펌프 내부의 공간중 혈액주머니와 에너지변환기가 차지하는 공간을 제외한 공간을 말하며, 주로 공기나 기

름이 채워져 있다. 이 공간은 구조상의 이유 때문에 피할수 없이 형성 되기도 하며, 좌·우 심장의 박출량 차이를 조절 하거나 지나친 양압 형성에 의한 혈액주머니(인공심실)의 불완전충만(filling)을 방지하기 위해서 일정 체적의 주머니를 덧붙여 줌으로써 형성된다.

- 가변체적내의 압력 형성에 의한 혈액주머니의 충만 방해 대책 : 심실의 충만은 심실의 경계면인 막(膜)의 내부압력(심실압력)이 외부압력(가변체적내의 압력)보다 클때 막이 팽창하여 이때 혈액이 심방에서 심실로 채워 들어옴에 따라 이루어지므로 심실충만을 원활히 조장하기 위해서는 가변체적내의 압력이 너무 높아지지 않게하여 막 내외의 압력 구배를 크게 할 필요가 있다.
- 심방의 압력이 낮은 상태에서도 심실의 양호한 충만 대책 : 혈액은 심방에서 심실로 이동하여 들어오는데, 심방의 압력이 너무 낮을 경우 가변체적의 압력에 의해 형성된 심실의 압력이 심방의 압력보다 높게되면 심실의 충만은 이루어 지지 않는다.
- 좌·우 심실의 박출량의 차이 보상 대책 : 좌·우 심실의 박출량이 동일한 경우, 대동맥에 있는 분지관로 및 역류량의 차이 때문에 체순환으로 나가는 유량과 폐순환으로 나가는 유량 사이에 차이가 발생 하여 순환에 불균형이 발생하므로 이를 가변체적을 이용하여 교정할 수 있어야 한다.
- 공동현상(cavitation)방지대책 : 가변체적 압력의 영향으로 심실에 지나친 음압이 발생하면, 기포가 발생하며, 이때 발생된 기포가 혈관을 따라 순환하면 쇼크사와 같은 치명적인 결과를 유발할 수도 있고, 정맥 혈관의 협착을 유발하여 혈관이 막힐 수도 있으므로 이를 방지할 수 있어야 한다.

3.3 혈액주머니에 관한 조건

혈액주머니(blood sac : 인공심실)란 그 안으로 혈액이 들어오고 나가는 인공심실로서, 에너지 변환기에 의해 그 수축·팽창이 행해진다. 혈액

과 직접 접촉하는 요소로서 통째로 되어 있지 않고 이음새로 연결되어 성형되면 이음새 부근에서 피가 엉기게 되므로 반드시 이음새 없는 매끄러운 표면을 갖도록 제작되어야 한다.

○혈구가 파괴되는 현상(hemolysis)방지 : 혈구는 생체조직 이외의 이물질과 접촉하거나 과대한 응력을 받게되면 파괴되는데, 이때 파괴된 혈구에서 나오는 혈소판이 피를 엉기게 하므로 이를 방지하여야 한다.

○피가 엉기는 현상(thrombosis)방지 : 혈액은 한곳에 오래(수초) 머물러 있으면 그 자리에서 엉기게 된다. 이렇게 엉긴 덩어리가 혈관을 순환하다가 극히 작은 직경의 혈관에서 걸리면 그곳이 막히게 되므로 이를 방지하여야 한다.

위의 두가지 현상은 혈액주머니의 재질과, 주머니의 형상 및 연결된 관막의 오리피스(orifice) 등에 의한 기계적 유동 특성에 의해 결정 된다. 고로 혈액 주머니는 피와의 거부반응이 없는 재질로서 분리(separation), 정체(stagnation), 와류(turbulence) 등이 적게되는 형상이 되도록 설계 제작 되어야 한다.

3.4 해부학적 조건

원래의 자연심장이 있던 공간에 인공심장이 자리하여 인공심장과 자연 혈관을 연결하는 인조혈관이 꺾이거나 막히지 않고 남아있는 혈관들과 부드럽게 연결되기 위해서는, 인공심장의 형상과 그로부터 나오는 혈관의 위치 및 각도등이 자연심장과 근사 해야하고, 한정된 공간에 매달리기 위해서는 그 무게와 체적이 최소화 되어야 한다.

3.5 재질 및 제작 조건

인공심장의 표면은 주위의 생체조직과 접촉하여 거부반응이 없으면서 체액이 침투하지 않아야 하고, 주위조직이나 펌핑 반력등에 의한 변형이 적어야 한다. 혈액이 담기는 혈액주머니는 혈액과의 거부반응이 없으면서 연평균 수백만번

의 접혀짐 운동을 하면서도 내압을 견딜수 있는 강도를 지녀야 한다.

혈액주머니 두께의 국부적 불균일이나 중간의 기포함입등은 응력집중을 유발하게 되므로 균질의 제품을 만들수 있어야 하며, 원하는 형상으로 제작할 수있는 양호한 성형성(成形性)을 지녀야 한다.

3.6 제어 조건

인공심장은 자연심장의 제어 원리인 Frank-Sterling 법칙을 만족시켜야 한다. 이는 제순환으로 나가는 유량이 폐순환을 마치고 좌심방으로 들어오는 유량의 압력에 비례하는 현상을 말한다(pre-load dependent). 즉, 순환하고 되돌아오는 유량이 많아지는것 그만큼 순환이 잘되며 신체 각 부위에서 보다 많은 공급량을 원하는 것이므로 출발시켜 주는 유량을 증가시켜 주어야 함을 의미한다. 또한 유량은 대동맥의 압력과는 무관해야 한다(after-load independent). 이는 혈액이 통과하는 관로의 저항과는 상관없이 신체 각 요소에서 필요로하는 유량을 공급하는 기능이 우선적임을 의미한다. 아울러 인공심장은 좌·우 심장의 배출유량을 균형있게 조절 할 수 있어야 한다.

4. 인공심장용 재질과 인공판막 및 순간결합기

4.1 인공심장용 재질

전술한 바와 같이 인공심장을 제작하기 위한 재질은 생체조직 및 혈액과의 거부 반응을 일으키지 않아야 하면서, 요소에 따라서 견고성과 유연성을 지니며 또한 큰 강성을 가져야 한다.

이러한 생체적합성(biocompatibility) 재질들은 주로 폴리우레탄 계열로서 대부분 미국과 일본에서 다수 개발되어 상용화 되어있고, 현재도 계속해서 보다 낫은 제품들이 개발되고 있다. 그 대표적인 제품으로는 Ethicon 社의 Biomer 와 Dow Chemical 社의 Pellethane 등이 있으며, 이들의 인장강도는 대략 4,000 psi 정도이다. 이들

은 펠릿(pellet)이나 용액 형태로 공급되며 주로 진공성형법(vacuum forming method) 혹은 담금법(dipping method)등에 의해 원하는 형상의 혈액주머니와 펌프커버를 만드는데 사용된다.

이들 재질을 사용하여 혈액주머니등을 만드는 데에는 제작 방법에 따라서 그 제품의 성질이 상이하므로 사용 용액의 점성, 금형제작, 건조온도, 건조시간, 습도 및 압력등의 최적치는 각 연구소의 독자적인 기술로서 서로에게 비밀로 여겨지고 있다. 이 재질들은 그 자체로서의 혈액접촉성도 양호하나, 혈액이 한곳에 장시간 접촉하여 있는 경우에는 역시 응혈 현상이 발생하므로 현재는 이들 재질에 특수한 표면 처리를하여 사용하는 방법들이 각 연구소에서 진행되고 있다.

4.2 인공판막

자연심장에는 좌우 심실의 입출구에 각각 1개씩의 체크 밸브가 있어서 혈액이 한쪽 방향으로만 흐르도록 하는 구실을 수행한다. 팽창했던 심근이 수축하여 심실을 짜게되면 유입구 밸브는 막히고 유출구 밸브만 열리면서 심실 공간내의 혈액이 동맥으로 송출되며, 심근이 팽창하여 심실 공간이 늘어나면 유출구 밸브는 닫히고 유입구 밸브가 열려 유입되는 혈액으로 심실이 다시 충만된다.

자연심장에서 심근의 기능은 정상인데 판막이 비정상이면 판막의 한쪽 방향으로의 제어 기능이 마비 되므로 심근의 수축·팽창에 상관없이 혈액이 제자리에서 머뭇거리는 현상(심장판막증)이 발생한다. 이 경우, 자연판막을 제거하고 인공제작된 체크 밸브를 부착하며 이러한 기능을 수행하는 밸브는 인공심장에서도 역시 필요하게된다. 이 때에 사용될 인공판막이 단순히 피의 역류만을 방지해주는 역할만을 수행하면 그 설계·제작이 간단할 것이나, 여러가지 조건을 부대적으로 만족시켜 주어야만 하기 때문에 그리 간단하지가 않다. 현재까지 수많은 실험실에서 거의 100여종에 가까운 인공판막이 설계되어 발표 되었지만, 현재 상품화되어 경쟁성을

지니고 있는 모델은 겨우 4~5 가지 정도밖에 안된다.

인공판막은 혈액속에서 설치되어 혈액과 직접 접촉 하면서도 피가 달라 붙지 않아야 하고, 판막이 닫혔을 경우에 판막 전후의 압력 차이를 견디면서 역으로 열리지 않을 정도의 강도를 지녀야 하며, 판막이 열렸을 때 형성되는 오리피스스를 통과하는 혈액이 그 주위에서 분리나 정체 및 와류를 형성하는 경향을 극소화 할 수 있어야 한다. 혈액이 주유동(main flow)에서 분리되어 국부장소에 정체하면 그곳에서 엉키게 될 가능성이 높아지며, 와류로 인한 지나친 응력은 혈구를 파괴 시키기에 충분하기 때문에 인공판막은 가능한 한 중심유동(central flow)을 보장하며 유동의 분리가 발생하지 않도록 해야만 한다.

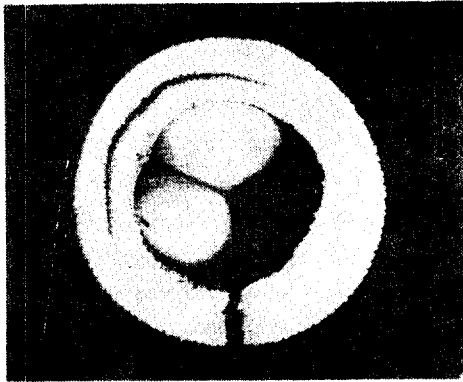


그림 2 티슈 밸브

인공판막은 크게 티슈 밸브(tissue valve)와 메카니칼 밸브(mechanical valve) 두가지로 분류된다. 티슈 밸브는 그 형상과 원리가 자연판막과 동일하게 제작된다(그림 2). 판막이 원주 돌레에 붙어있고 열렸을 경우의 오리피스스가 중앙에 형성되므로 중심유동이 보장되며 그 유효단면적이 다른 모델에 비해 커서 유동특성은 양호하나 유연성을 보장하기 위해 폴리우레탄등으로 제작되기 때문에 극부적으로 발생하는 응력집중의 의해 찢어지는 관계로 그 수명이 짧은 단점이 있다. 메카니칼 밸브로는 부동요소(floating element)의 형상이나 지지방법의 차이로 구분하는 볼밸브(ball valve), 디스크 밸브(disc valve) 등

이 있는데, 이들은 구(球) 혹은 원판·반원판의 부동요소를 사용하여 유체유동에 의해 자동적으로 체크 기능을 해줄 수 있도록 설계되었다(그림 3). 이들은 모두 판로의 중앙에 부동요소가 위치하여 중심유동을 보장하지 못하나 티슈 밸브에 비해 내구성이 우수한 장점이 있어서 현재는 티슈 밸브 보다도 메카니칼 밸브가 더 많이 사용되고 있다. 부동요소의 형상과 지지 방법에 따라 유선 분포가 달라지며, 연간 수백만번 반복해서 여닫히므로 판의 지지점에서 마멸 및 피로 파괴가 자주 발생 한다.

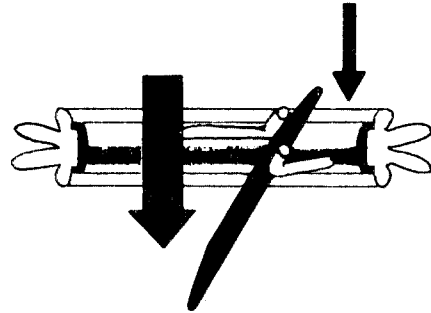
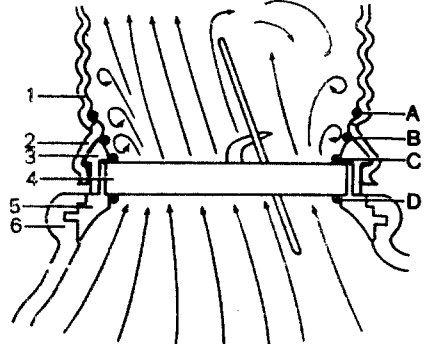


그림 3 디스크 밸브가 열렸을 때의 원리도

4.3 순간 결합기(Quick Connector)

실험실에서 제작·조립된 인공심장을 통째로 인체에 연결 하기에는 수술상 어려우므로, 현재는 밸브를 경계로 펌프를 두부분으로 나누어 혈



- 1 : 인조혈관(dacron aortic graft)
- 2 : 인조혈관부 결합기구
- 3 : 펌프부 결합기구 4 : 밸브링
- 5 : 밸브링 고정기구 6 : 펌프본체
- A, B, C, D : 연결부 틈새에 생긴 응혈현상

그림 4 순간결합기와 밸브 및 유동의 단면도

관쪽(cuffs)을 미리 생체 혈관에 꿰매후 나머지 부분을 순간적으로 결합하여 수술 시간의 단축을 꾀하는데, 이때 사용되는 연결기구를 순간결합기라 한다. 이때 두부분이 결합되는 곳에서 원주방향으로 가느다란 틈새가 생기는데, 바로 이곳에 피가 정체되어 잘 엉키게 되므로 이의 방지를 위한 결합기의 설계가 매우 중요하다. 또한 밸브는 혈액주머니에 연결되어 있으므로 밸브와 혈액주머니 연결부의 형상과 제원에 따라 혈류유동이 크게 영향을 받으므로 최적 형상과 제원의 결정이 필요하다(그림 4).

5. 대표적인 인공심장의 원리

현재까지 발표된 인공심장 모델들의 종류는 인공판막의 종류만큼이나 많이 있으나 그 중에서도 여러가지 기본 필요조건을 충족 시킬 수 있는 모델은 그 수가 많지 않다.

인공심장은 크게 펌프부분(혈액주머니)과 에너지변환기(actuator : 펌프를 작동시키는 기체부)의 두 부분으로 분리할 수 있다. 에너지 변환기 및 작동매체등의 종류는 다음과 같다.

에너지변환기 : 압축기 (compressor), 모우터, 솔레노이드(solenoid), 열엔진, 근육
 작동매체 : 공기, 액체, 혈액, 밀판

동력원 : 전기에너지, 핵에너지
 혈액주머니 운동방향 : 유동방향과 수평, 수직
 작동매체와 에너지변환기의 원리에 따라 분류표를 작성하면 표 1과 같다.

표 1 인공심장의 원리별 분류표

		에너지 변환기				
		압축기	모우터	솔레노이드	열엔진	근육
작동매체	공기	가				
	유체		다			
밀판	나		라	바	사	
	피		마			아

지금까지 개발된 대부분의 인공심장은 대략 위의 표 1에 표시한 항목에 속하게 되는데, 각각의 항목에 속하는 인공심장의 원리와 현재까지의 문제점은 다음과 같다.

5.1 공기식 인공심장

표 1의 '가' '나' 항에 해당하며 압축기로 압축된 공기의 힘을 이용하여 펌프를 작동시키는 관계로 공기압형(pneumatic type)이라 불린다. 제일 먼저 개발된 형태로서 Utah 대학의 Kolff 박사에 의해 개발된 이래 현재까지 제일 많이 사용되고 있으며 인공심장 종류의 대부분을 차지

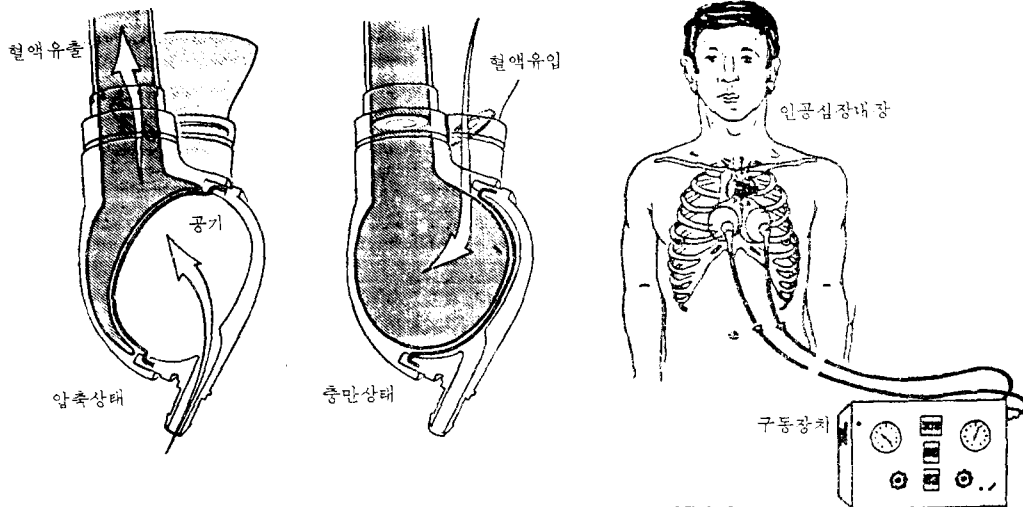


그림 5 공기식 인공심장의 원리도 및 설치도

한다. 일본, 독일, 영국, 소련등 미국 이외의 나라에서는 대부분 이 방식을 채택하고 있고 미국의 것과 원리는 같으나 약간씩 변경한 형태의 것을 개발하고 있다.

그림 5와 같이 폴리우레탄으로 제작한 펌프의 내부에 폴리우레탄제 주머니(sac)를 붙여 혈액공간쪽에는 체크 밸브를 부착하며 공기 공간쪽에는 공기 호오스를 부착하여 체외의 공기 압축기에 연결한다.

공기압축기에 의해 압축공기가 유입되면 혈액주머니가 축소되어 피가 유출 밸브를 통하여 나가고, 공기를 체외로 빼내면 혈액주머니가 팽창하여 심실내로 피가 유입 됨으로 심실의 팽창·축만이 이루어 진다. 동일한 펌프를 두개 사용함으로써 좌·우 심실을 대체하여 완전 인공심장을 이룬다. 한 박동당의 유량은 주머니의 이동 공간 만큼에 해당하여 체적 이용률이 높고, 폴리우레탄으로 제작되므로 무게도 가벼운 장점이 있으나, 압축기가 체외에 있는 관계로 보행 및 휴대가 불편하고 피부를 통과하는 굵은 직경의 공기 호오스로 압축공기가 출입하여 오염발생 가능성이 높아, 궁극적으로는 완전내장이 가능한 다른 형식에 비해 그 경쟁력이 떨어질 것으로 전문가들은 예상하고 있다. 현재까지는 제일 우수한 성능을 발휘하고 있고 임상에도 사용

된 바 있다. 주머니의 뒤에 피스톤을 부착하여 밀어주면 '나' 타입이 된다.

5.2 전기-유체식 인공심장

표 1의 '다'항에 해당하며 에너지 변환기로서 모우터를 이용하고 펌프의 압축·팽창을 유체를 사용하여 행하므로 전기-유체식이라 한다.

공기식 인공심장의 장점을 살리고 완전내장이(total implantation) 불가능한 단점을 보완하기 위한 형식으로서 기본 구조는 같으나 에너지 변환기로서 모우터를 사용하고 작동 유체로서 공기 대신에 액체를 사용하여 완전 내장이 가능한 점이 다르다. 두 심실의 작동유체 공간을 서로 연결하고 그 사이에 축류 펌프를 설치하여 모우터를 정·역전 함에 따라 작동 유체가 좌·우 심실에 교대로 공급 되면서 심실의 압축과 팽창을 이룬다(그림 6).

피부를 통과하는 선은 전기 도선 뿐이므로 공기 압축기가 필요없게 되어 완전 내장이 가능하고, 에너지 변환기를 두 심실의 밑이나 옆으로 장착 하므로 두 심실의 해부학적 배치가 유리하다. 전체 체적은 두개의 심실 공간과 그 사이의 에너지 변환기 뿐이므로 체적과 무게가 비교적 작아 질 수 있고, 기계 구조 요소 중 움직이는 부품은 축 하나 뿐이므로 비교적 수명도 길 것

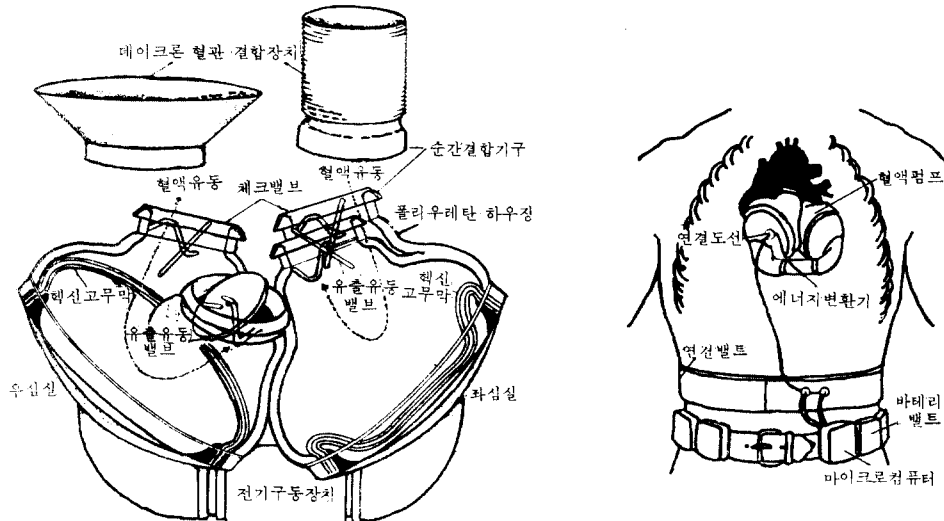


그림 6 전기-유체식 인공심장의 구조도 및 설치도

으로 예상 된다. 그러나 평균 0.3초를 주기로 약 10,000 r.p.m으로 계속 반전(反轉)하므로 그로 인한 마멸과 불안정성이 문제되고 있고, 제일 큰 문제점은 작동 유체의 압력이 혈액주머니 쪽의 압력보다 높은 관계로 작동유체가 중간막을 통하여 혈액으로 침투됨에 따라 발생하는 혈액오염 문제 뿐만 아니라 작동유체의 고압으로 인한 안전한 밀봉이 문제로 남아 있다. 모우터에서 발생되는 열은 모우터 주위를 연속적으로 통과하는 작동 유체에 의해 혈액으로 전달되므로 모우터의 온도는 일정 한도에서 평형을 이루게 된다. 또한 하나의 에너지변환기 만으로 두개의 심실을 작동 시킬 수 있는 장점이 있다. 주로 Utah 대학에서 개발중이며 동물실험에 사용된 바 있다.

5.3 전기-기계식 인공심장

표 1의 '라' 항에 해당하며 에너지변환기로서 모우터를 이용하고 펌프의 작동을 밀판(push plate)에 의존하므로 전기-기계식 이라 한다. 전기-유체식 에서와 같이 에너지 변환기로서 소형모우터를 사용하여 내장이 가능하나, 심실 압축 매체로서 액체를 사용하지 않고 밀판을 직접 밀어서 심실을 압축 하는 점이 다르다. 통의 중앙에 고정된 모우터를 회전 시키면 스크루우(screw)나 나선형 홈을 따라 축이 전·후로 이동하고 축앞에 붙은 밀판이 좌·우 심실을 교대로 압축하여 혈액을 펌핑한다(그림 7). 하나의 에너지 변환기 만으로 두 심실을 동시에 작동 시

킬 수 있으나, 전기-유체식에 비해 그 구조가 복잡하고 부품수가 많아서 고장의 가능성이 높고, 좌·우 심실 체적외에 모우터 공간이 고정적으로 필요하여 체적 감소에 한계가 있다. 또한 모우터 공간이 중앙에 고정되어 있으므로 좌우심실에서 나오는 혈관들 사이의 거리가 멀어 해부학적 구조와 일치 시키는데 어려움이 있다. 미국의 Penn State 대학에서 개발중인 것이 대표적이며, 동물실험에도 사용되고 있다.

5.4 프로펠러식 인공심장

표 1의 '마' 항에 해당하며 모우터에 프로펠러(propeller)를 달아 회전 시킴으로서 피를 직접 송출하는 원리이다. 이는 프로펠러가 직접 혈액을 치게 되어 피의 깨짐이 많을 뿐만 아니라 베어링부의 오일에 의한 오염의 문제점도 많아 그 가능성이 희박하다.

5.5 자석식 인공심장

표 1의 '바' 항에 해당하며 펌프 작동을 솔레노이드에 의존하므로 자석식이라 한다. 한점에 힌지(hinge)된 두개의 레버(lever)를 솔레노이드의 원리에 의해 움직이면 레버에 붙어있는 두개의 판이 그 사이에 있는 혈액주머니를 주기적으로 압축하여 펌프 기능을 수행 한다(그림 8). 유입·유출관의 방향이 원의 점선 방향으로 설치 가능하므로 유동 특성이 좋으나 얇은 두께에 비해 넓이와 높이가 커서 자연심장의 원래 위치에 고정 하기가 곤란하고, 완전 인공심장에

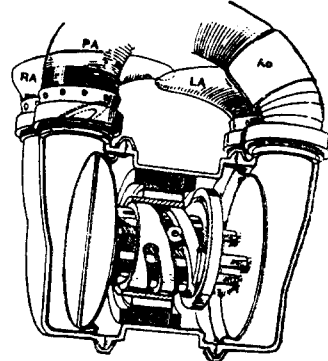
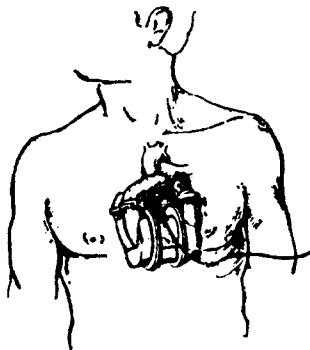


그림 7 전기-기계식 인공심장의 구조도 및 설치도

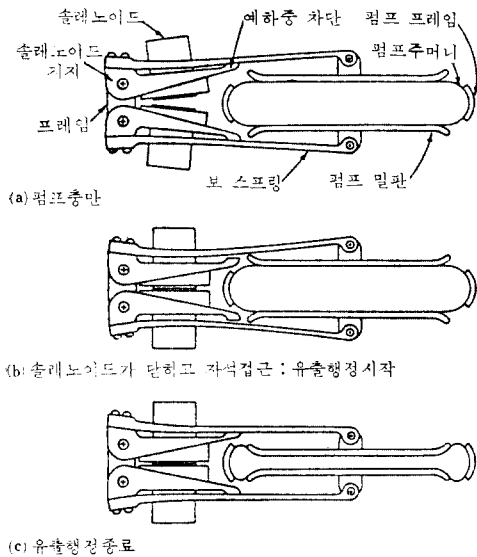


그림 8 자석식 인공심장의 원리도

로 사용하려 할 때에는 좌·우 가슴에 나누어 설치 하여야 하므로 자연혈관과 인공심장 사이의 거리가 멀어 연결 혈관이 꺾이거나 응혈현상이 발생할 가능성이 높다. 주로 미국에서 개발 중이며, 현재 좌 심실 보조장치로 사용되고 있다.

5.6 열엔진식 인공심장

표 1의 '사' 항에 해당하며, 모우터를 이용한 전기식 장치들이 체외로부터 도선을 통해 에너지를 공급 받고, 아직 완전 내장을 위해 필요한 반 영구적인 핵전지가 개발되어 있지 못하므로, 완전내장과 영구적인 에너지 원을 목표로하여 개발 시도된 형식이다. 즉, 핵연료를 이용한 소형 열기관(Rankin 사이클 등)으로 동력을 얻고, 이를 이용한 직선운동 혹은 회전운동으로 펌핑을 한다.

한번 내장하면 외부에서 에너지를 공급할 필요가 없으나, 혈액 펌프 외에 열기관이 거의 맛먹는 크기의 체적을 차지하고 무게가 무거우며, 열기관 작동시의 고온으로 인한 발열 문제 및 핵오염 가능성이 커서 아직은 모의 순환실험 단계에 머물러 있다. 주로 미국과 소련에서 개발

중이다.

5.7 근육형 인공심장

표 1의 '아' 항에 해당하며, 자연심장의 펌핑 원리를 그대로 모방 하려는 원리이다. 즉, 인공 섬유 근육으로 자연심장과 같은 형태를 제작하여 전기 자극등에 의해 주기적으로 수축·이완시켜 혈액을 펌핑한다. 재질만 개발 된다면 제일 이상적인 형태가 될 것이나, 아직 그러한 힘을 낼수 있을 정도의 재질이 개발되어 있지 않고, 현재는 단지 개념 단계에 머물러 있다.

이상에서 살펴본 바와 같이 앞으로 공기식 인공심장은 완전내장이 불가능 하므로 경쟁력이 떨어지고, 열엔진식은 체적과대 및 오염 문제가 있으며, 근육형 인공심장은 현재로서는 거의 가능성이 없으므로 모우터와 슬레노이드를 이용한 인공심장의 경쟁력이 우수하다. 작동유체로서 피를 직접 이용하는 방법 또한 바람직하지 않으므로 몇가지의 단점만 보완 한다면, 표 1에서의 '다', '라', '바' 항이 앞으로의 개발가능성이 유력시된다. 앞으로 전혀 새로운 원리의 인공심장이 개발 된다면 표 1에서 표시되지 않는 항목에 해당 될 것으로 예상 된다.

6. 국내 인공심장의 개발 현황

국내에서 개발중인 인공심장으로는 서울대학교 공과대학 기계설계학과와 서울대학교병원 의 공학과에서 공동으로 개발중인 전기-기계식 인공심장이 있다.

모우터가 내장된 실린더가 모우터의 정·역전에 따라 통 안에서 좌·우로 움직이면서 좌·우 심실을 교대로 압축한다. 모우터가 들어 있는 실린더의 위치가 통 안에서 고정되어 있지 않고 움직이므로, 한쪽 심실이 팽창할 때 실린더가 다른 한쪽 심실 공간을 차지하여 결국 전체 체적은 하나의 심실 공간과 모우터 공간만 있으면 되므로 모우터의 위치가 고정된 형식에 비해 체적 감소가 가능하다(그림 9). 에너지 변환기를 구성하는 기계요소로는 2단의 유성기어열과 락

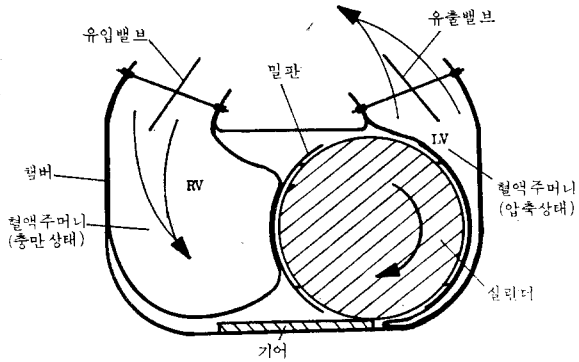


그림 9 구동원통형인공심장의 원리도

(rack) 뿐으로서 비교적 구조가 간단하여 고장의 가능성이 낮다. 따라서 기존 모델들이 지니고 있는 단점들이 거의 극복 되었다. 현재 모의 순환실험에 성공하고 동물 실험을 준비 하고 있다.

참 고 문 헌

- (1) R.K. Jarvick, 1981, "The Total Artificial Heart", Circulation.
- (2) T. Akutsu, 1975, "Artificial Heart, Igaku Shoin", Tokyo.
- (3) R. Fumero, 1980, "Optimization of Blood Pumping Systems", J. of Biomechanics.
- (4) R. Rosenberg, et al., 1982, "A Cam-Type Electricmotor-Driven Left Ventricle Assist Device", J. of Biomedical Eng., ASME.
- (5) L. Smith, et. al., 1974, "Development on the Implantation of a Total Nuclear-Powered Artificial Heart System", Trans. Amer. Soc. Artificial Internal Organs.

'87국제 유공압기기전

- 기 간 : '87년 9월 16~9월 19일
- 장 소 : 일본 동경국제무역센터
- 주 최 : 일본유공압기기협회 · 일본공업신문 · 일본産經신문
- 문의처 : TEL. 03-292-3561, TLX. 2222481 NKSTRMJ