

◆ 특집 ◆ Bio-technology

인공심장의 연구개발현황

박찬영\*, 민병구\*\*

State-of-the-Art of Research and Development of Artificial Heart

Chan Young Park\*, Byoung Goo Min\*\*

**Key Words** : Artificial Heart(인공심장), Ventricular Assist Device (심실보조장치), Total Artificial Heart (완전이식형인공심장), Artificial Organ (인공장기), Centrifugal Pump (원심펌프), Axial Flow Pump (축류펌프)

1. 서론

과학 기술의 발달에 따라 인간의 수명이 길어지고 더 나아가 피할 수 없는 운명적 상황도 극복하고자 하는 거대한 흐름이 형성되어 왔다. 이는 치명적으로 여겨졌던 질병을 치유할 수 있게 하고 한편으로는 예방할 수 있는 방법을 모색하도록 하였다. 인간의 신체도 과로하거나 관리를 잘못하게 되면 기계와 마찬가지로 피로가 축적되고 고장이 나며 해당 기능을 상실하게 된다. 신체의 어떤 부분이 기능을 상실하게 되어 치유할 수 없는 경우 그 기능을 대신할 수 있는 다른 것으로 바꾸고자 생각하게 되며 이로 인하여 장기 이식의 필요성이 대두되게 되었다. 그러나 불행하게도 이 수요는 공급될 수 있는 장기의 범주를 훨씬 뛰어넘고 있으며 면역반응 등의 부작용도 완전히 해결되지 않고 있다. 이러한 이식용 장기의 수급 불균형과 부작용이 해당 장기를 대체할 수 있는 인공장기의 개발로 이어지고 있다. 특히 신체에서 가장 중요한 기능을 담당하고 있는 심장의 경우에는 매우

일찍부터 연구개발이 시작되었다.

인공 심장이란 ‘질병이나 사고로 인하여 그 기능을 부분적으로 혹은 완전히 상실한 자연 심장을 위해 그 기능을 대신해 주는 보철 기구’를 일컫는다. 자연 심장의 주된 기능은 신체 곳곳에 산소의 공급 및 노폐물 제거를 위해서 혈액을 순환시키는 혈액 흐름의 원동력 즉 혈액 펌프로서의 기능이므로 인공 심장의 개발에 있어서 주된 목표도 자연 심장과 비슷한 효율로 신체 곳곳에 안정적으로 혈액을 공급하는 것이 된다.

19 세기초 La Gallois 는 인체의 기관이 인위적인 혈액순환에 의해 살아있는 상태로 유지될 수 있을 것이라고 주장하였다. 1950 년대초 Gibbon 은 인공심폐기를 이용한 개심 수술에 성공하였으며 1957 년 W.J.Kolff 와 T.Akutsu 는 완전인공심장을 동물에 이식하여 수시간동안 동물의 생명을 유지시켰다.<sup>[1]</sup> 1967 년에는 최초로 인체 내에 이식하는 인공 심장의 한 형태인 대동맥내 풍선펌프(intra-aortic balloon pump: IABP)가 개발되어 급성 심부전증 환자에게 적용되었고 역시 현재까지 좋은 결과를 보여 임상적 이용이 보편화되어 있다.<sup>[2]</sup> 이후 인공 심장은 자연 심장에 더욱 근접한 모델로 발전하는데 이 과정에서 개발된 것이 심실 보조 장치(ventricular assist device: VAD)와 완전 이식형 인공 심장(totally implantable artificial heart: TAH)이고 1982 년 Dr. Devries 가 최초로 TAH 를 인체에 이식하여 커다란 반향을 불러 일으켰다. 1985 년에 완

\* 서울대학교 의학연구원 의용생체공학연구소

\*\* 서울대학교 의과대학 의공학과

Tel. 02-760-3126, Fax. 02-744-5720

Email bgmin@plaza.snu.ac.kr

인공장기 특히 인공심장, 보조심장, 인공판막 및 각종 생체재료의 표면처리와 의료기기의 전자제어 및 통신 등에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

전인공심장을 이식받은 미국인 Schroeder 는 수술 후 퇴원하여 620 일간 생존함으로써 인공심장 연구개발의 신기원을 이룩하였다.<sup>[3]</sup>

한국에서는 1984 년 인공심장 개발 연구팀이 구성되어 전기기계식 인공심장의 연구를 해오고 있다. 미국에서 개발되고 있는 인공심장과 다른 미캐니즘으로 1988 년 미국특허를 획득하였고 같은해 송아지에 처음으로 이식되어 94 시간 생존시켰다. 1994 년에는 개선된 모델의 인공심장으로 세계 최초로 60Kg 급 동물에 이식하는데 성공하였다. 이후 거듭된 설계 및 제작기법의 개선을 통해서 현재는 임상적용이 가능한 모델을 연구하고 있다.<sup>[4]</sup>

이러한 인공 심장이 개발되어 인체에 사용되기 위해서는 우선 의공학 연구진에서의 원형(prototype) 개발과 모의순환장치를 이용한 체외 성능 실험, 실험 동물에 대한 생체 순환 실험 및 신뢰성 검증을 위한 실험을 차례로 거친 뒤 임상 연구진과 협동하여 임상 시험을 통과해야 한다. 이를 위해서 세계의 유수한 연구소에서 장기간에 걸쳐 심도 있는 연구를 시행하고 있는 바, 인공 심장의 모델별로 기본 개념과 현재의 주요 연구 주제 등을 소개한다. 그리고 한국에서 개발되고 있는 한국형 인공심장에 대한 소개도 덧붙인다.

## 2. 인공심장의 분류

이상에서 언급한 바와 같이 인공심장은 그 모델에 따라서 크게 IABP 나 Hemopump 와 같은 동맥내에 삽입하는 모델과 심실의 기능을 부분적으로 도와주는 심실보조장치 그리고 심장의 기능을 완전히 대체하는 완전 이식형 인공심장으로 분류가 된다. 이와는 달리 인공 심장을 동력원, 구동 방식 등으로 구분할 수도 있는데 우선 동력원에 따른 분류는 크게 공기 압력식(pneumatic type)과 전기식(electric type)으로 나뉜다. 공기 압력식은 혈액 박출의 에너지원인 압축 공기를 체내에서 만들지 못하므로 피부를 관통하는 도관이 필요하게 되나 전기식의 경우 모터에 무선으로 전기 에너지를 공급할 수 있으므로 피부를 관통하는 어떤 연결도 필요하지 않은 (tether-free) 완전 이식형 시스템이 가능하다. 전기식 인공 심장은 다시 동력 전달 매체에 따라 전기 유압식(electrohydraulic type)과 전기 기계식(electromechanical type)으로 세분된다. 구

동 방식에 의한 분류로는 인공 심장이 혈액을 박출할 때 맥동성의 존재 여부에 따라 맥동식(pulsatile type)과 비맥동식(nonpulsatile or continuous flow type)으로 나뉜다. 또한 이식위치에 따라 체외형(extracoporeal) 과 삽입형(implantable) 로 나누기도 한다.

## 3. 심실보조장치 (VAD)

VAD 의 경우에는 심방(또는 심실) 및 대동맥의 벽을 뚫고 캐놀라로 혈액 펌프를 자연 심장과 병렬로 연결한 후 혈액의 일부를 혈액 펌프로 통과시켜 박출시킴으로써 자연 심장의 혈액 박출 부담을 덜어 심장 기능을 보조한다. VAD 는 자연 심장의 어떤 해부학적 부위를 보조해 주는가에 따라서 좌심실 보조 장치(LVAD), 우심실 보조 장치(RVAD), 양심실 보조 장치(BiVAD) 등으로 나뉘며 심부전 환자의 병소 위치에 따라 적절히 사용되고 있다. 초기에는 혈액 박출 공간(pumping chamber) 및 에너지원이 모두 체외에 위치하는 모델이 개발되었으나 차츰 소형화(miniaturization)가 진행되어 최근에는 pumping chamber 가 체내에 이식되고 에너지원 및 제어 장치도 환자의 체 표면에 직접 장착할 수 있는 wearable type 의 VAD 가 개발되어 있다.

VAD 는 완전이식형인공심장(TAH)와는 달리 자연 심장이 공존하고 있기 때문에 시스템의 고장이 환자에게 미치는 영향이 TAH 보다는 덜 치명적이므로 상용화에 일찍 성공하게 되었고 현재 미국에서는 HeartMate (Thermo Cardiosystems Inc.), Novacor (Baxter Healthcare Corp.), Thoratec (Thoratec Laboratories Inc.), BioMedicus (Medtronic Inc.), Abiomed (Abiomed Cardiovascular Inc.) pump 가 임상에 적용되고 있다.

### 3.1 IABP & Hemopump

대동맥내 풍선펌프 (IABP)는 반대박동(Counterpulsation)의 원리를 이용하여 좌심실의 기능을 일시적으로 보조해주는 장치를 말한다. 반대박동이란 좌심실의 수축과 이완에 따라 풍선펌프를 팽창, 허탈을 반복함으로써 대동맥의 확장기압력을 증가시키는 동시에 좌심실의 수축기압력을 감소시키는 원리이다. 결국 대동맥내 풍선펌프는 혈액을 직접 우회시키지 않으면서도 심장의 기능

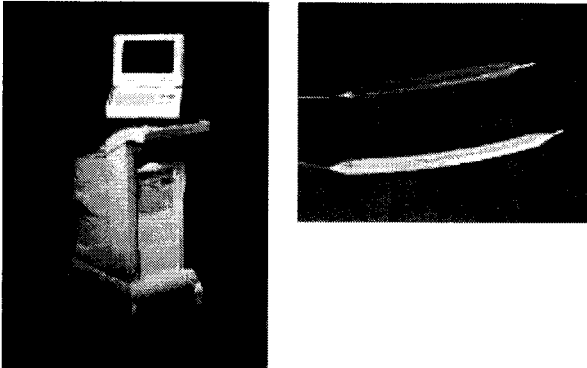


Fig. 1 IABP console and balloon pumps <sup>[5]</sup>

을 개선시키는 역할을 한다.

심실내부 압력을 일정수준 이하로 감소시키는 것이 심실기능의 보존에 있어서 중요한 요건이다.<sup>[6]</sup> IABP가 간접적으로 심장의 기능을 증진시키는데 반해 앞으로 소개할 심실보조장치들은 능동적으로 혈액을 펌핑해주므로서 직접적으로 심장의 부하를 감소시킨다. Hemopump는 아르키메데스의 스크류 원리를 이용한 축류펌프 (Axial Flow Pump)이다. 혈관내에 삽입이 가능한 도관 끝부분에 장착된 축류펌프가 심실내부의 혈액을 강제적으로 동맥을 통해 체순환계로 박출해준다. 현재 100mmHg의 압력차에서 5.7L/min의 유량을 발생시킬 수 있는 모델이 개발되어 있다.<sup>[7]</sup>

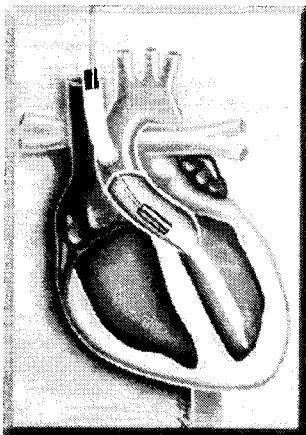


Fig. 2 Schematic illustration of hemopump insertion through aorta and mitral valve <sup>[8]</sup>

### 3.2 외장형 원심펌프 (Extracorporeal Centrifugal Pumps)

원심펌프는 1977년부터 심폐바이패스 (Cardiopulmonary bypass)의 롤러펌프 (Roller pump)의 대용으로 사용되기 시작하였고 미국 식품의약품안전청 (Food and Drug Administration, FDA)로부터 심폐바이패스 전용으로 허가를 받은 상태이다. 그러나 가격이 저렴하고 사용하기 편리해서 심실보조장치로 변형 사용되기도 한다.

#### 3.2.1 Medtronic/Biomedicus Bio-Pump

임상에서 가장 널리 사용되는 모델로서 입구관과 출구관이 90도를 이루고 있다. 재료는 아크릴을 사용하고 있으며 임펠러 (Impeller)는 원뿔모양의 다층구조로 되어 있고 자석 커플링 (Magnetic coupling)으로 외부 동력원과 연결된다. 임펠러의 회전은 원뿔모양의 다층구조사이에 만들어내는 와동 (vortex)을 동력원으로 사용한다.<sup>[9]</sup> 환자에게 적용할 때는 혈전을 방지하기 위하여 헤파린이라는 혈전생성방지물질을 지속적으로 투여해야 하는데 이것이 이 장치를 오래 사용할 수 없게 만드는 이유가 된다. 또한 원심펌프의 특성에 의해 입구로 유입되는 혈류의 압력에 따라서 전체적인 혈액박출량이 결정되므로 입구압력을 일정 수준 이상으로 유지하는 것이 필요하다.



Fig. 3 Medtronic/Biomedicus Bio-Pump <sup>[10]</sup>

#### 3.2.2 Terumo Centrifugal System

이 펌프는 Bio-Pump와 임펠러의 설계가 다르다. 일반적인 원심펌프처럼 임펠러 표면에 베인 (vane) 일 있어서 유동의 흐름을 만들어 낸다. Bio-

Pump 에 비하여 용혈 (Hemolysis)이 조금 더 많이 일어난다고 보고되고 있다.<sup>[11]</sup> Bio-Pump 와 마찬가지로 장기간 사용이 어렵지만 심폐바이패스 회로를 제거하기 어려운 중환자나 흉곽수술후의 심장 쇼크 (postcardiotomy cardiogenic shock) 환자에 쉽게 사용될 수 있다.

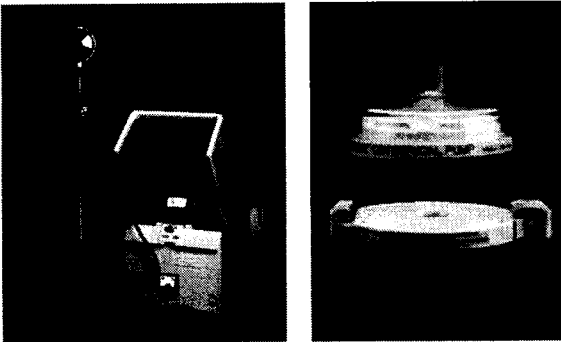


Fig. 4 Terumo Centrifugal System ; Console and head <sup>[12]</sup>

### 3.3 외장형 맥동펌프 (Extracorporeal Pulsatile Pumps)

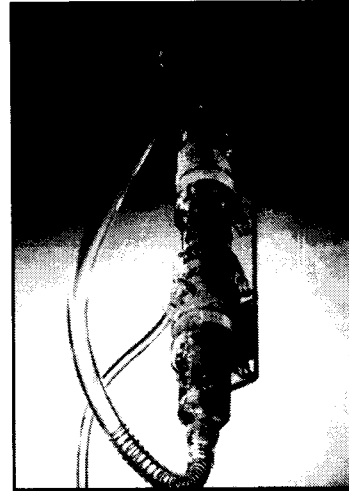
공압에 의해 구동되는 외장형 맥동펌프는 흉곽수술후의 쇼크환자나 심장이식을 기다리고 있는 환자에게 단일심실보조장치로 혹은 양심실보조장치 (Biventricular Assist Device)로 사용되고 있다. 원심펌프와 마찬가지로 외부에 작동기가 있기 때문에 환자가 이동하기에 어려움이 있다.

#### 3.3.1 Abiomed BVS-5000

1988 년에 처음으로 임상에 적용되었다. 정맥 환류가 중력에 의해 이루어지는 방식을 택하고 있는 체외형 심실보조장치로 특히 양심실보조장치로서는 현대 가장 널리 사용되고 있다. 혈액펌프가 심방과 심실 두개의 챔버로 구성되어 있고 폴리머 밸브로 역류를 방지한다. On-Off 단추만으로 기본적인 동작이 가능하다는 장점이 있고 박동형 펌프 중에서 상대적으로 가격이 저렴한 것도 큰 이점이다. 1 회 박출량은 약 80cc 정도이고 최대 출력은 5.5L/min 이다.<sup>[13]</sup>

#### 3.3.2 Pierce-Donachy/Thoratec Device

이음새가 없는 Thoralon 색을 둘러싸고 있는 폴



A BVS blood pump

Fig. 5 Abiomed BVS-5000 <sup>[14]</sup>

리카보네이트 (Polycarbonate) 하우징으로 구성되어 있다. 유연성과 항혈전성을 위하여 특수제작된 폴리우레탄 탄성체 (elastomer) 재질인 Thoralon 을 색과 도관의 재료로 사용하는 것이 특징이다. 외부의 공압 구동기가 하우징내에 양압과 음압을 번갈아 인가하여 혈액을 박출한다. 입출구에는 기계식 밸브가 장착되어 유동을 한 방향으로 흐르게 해준다. 일회 박출량은 65cc 정도이고 최대 출력은 7L/min 이다.<sup>[9]</sup> FDA 로부터 심장이식과 수술후 심장회복을 위한 사용에 대하여 허가를 획득했다.

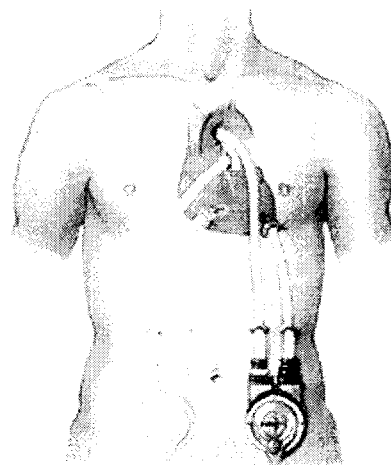


Fig. 6 Thoratec VAD System

### 3.4 내장형 맥동펌프 (Implantable Pulsatile Pump)

이상에서 언급한 외장형 시스템들은 그 적용 기한에 한계가 있다. 그리고 공여장기가 절대적으로 부족한 상태에서 심장이식을 기다리고 있는 기간동안에만 이러한 장치를 적용한다는 것도 무리가 있다. 그래서 삽입이 가능하고 장기간 사용이 가능한 이동형 심실보조장치의 개발이 추진되었다. 국내에서는 전기기계식 모델로 바이오메드랩에서 자체개발하고 있다.

#### 3.4.1 Baxter/Novacor LVAS

1979년에 처음으로 개발되었으며 삽입형 혈액 펌프와 전자기적 에너지 변환장치 (Electromagnetic energy converter), 그리고 외장형 제어기로 구성되어 있다. 혈액과 닿는 표면은 이음새가 없는 Biomer로 구성되어 있고 양쪽의 밀판 (pusher plate)에 붙어있다. 이 모든 구성요소들은 모두 섬유강화 플라스틱 하우징에 의해 외부로부터 격리된다. 소의 심낭 조직으로 만든 밸브를 (Bovine pericardial tissue valve) 사용하며 일 박출량은 70cc

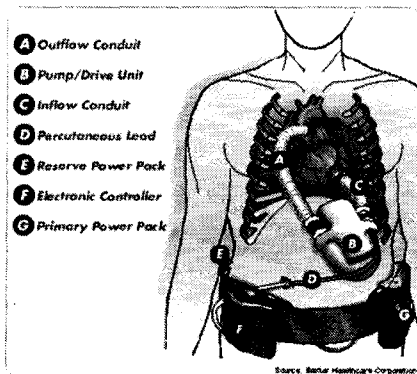
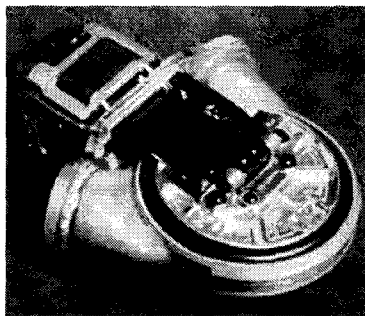


Fig. 7 Baxter/Novacor LVAS

이고 최대 출력은 10L/min을 상회한다. 외부제어기가 피부를 통과하는 전선을 통해 전기를 공급하고 제어신호를 보내며 이 라인을 통해 내부공기를 배출하여 혈액의 박출에 따른 압력을 보상한다. 펌프의 작동은 심장과 동기할 수도 있고 일정 속도를 유지한 채로 동작할 수도 있다. 체내에는 좌상복부에 이식된다. 단점으로는 크기가 크고 무게가 무거워서 체중이 60kg 미만인 사람에게는 적용할 수 없다는 사실이다.<sup>[15]</sup> 미국 국내 판매용으로 FDA 승인을 받았다.<sup>[16]</sup>

#### 3.4.2 TCI/HeartMate LVAD

체내 삽입형 맥동펌프로 공압식과 전기기계식 두가지 모델이 있다. 1986년에 처음으로 개발되었을 때는 공압식으로 개발되었는데 티타늄하우징에 표면에 미세한 무늬가 있는 폴리우레탄 막을 붙이고 이 막을 공압으로 밀어내는 형식이었다. 1991년에 기본적인 구조를 유지한채 저속의 토크모터와 헬리컬 캠 한쌍을 이용한 기계식 구동기를 결합하여 전기식 혈액펌프로 개조하였다. 두 모델 모두 돼지의 심장판막 (Porcine xenograft valves)

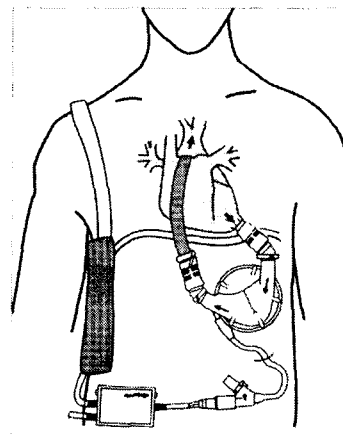
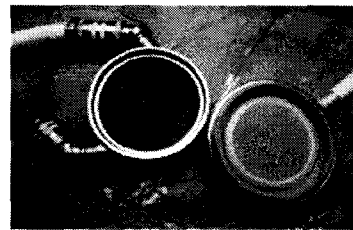


Fig. 8 TCI/HeartMate LVAD

를 사용한다. 일박출량은 최대 85cc 이고 최대 출력은 약 11L/min 정도이다. 펌프의 작동은 심장과 동기할 수도 있고 일정 속도를 유지한 채로 동작할 수도 있다. 체내 이식위치는 좌상복부에 이식된다.<sup>115)</sup> 공압식은 1994 년에 심장이식 대기환자를 위한 단기간 사용으로 FDA 허가를 받았고 전기식은 1998 년에 Novacor 사의 보조심장과 함께 미국 국내 판매용으로 FDA 승인을 받았다.<sup>116)</sup>

### 3.4.3 Worldheart/HeartSaver VAD

기존에 개발된 장기간 사용을 위한 삽입형 보조심장들이 모두 크기가 크고 체외로 연결된 관이 있었던 단점들을 극복한 새로운 설계안으로 1992 년 처음 동물실험에 성공하였다. 유압펌프가 내장되어있는 전기유압식 보조심장이다. 흉곽내에 이식하기 적합하도록 해부학적 구조를 고려하여 외곽을 설계하였고 체적보상챔버 (Compliance chamber)를 일체화시키고 모든 에너지 및 정보전송을 무선시스템화하여 체외로 나오는 도관을 제거하였다. 현재 전임상시험단계에 있다. 무게는 약 680g 정도이고 부피는 480cc 이다.<sup>117)</sup>

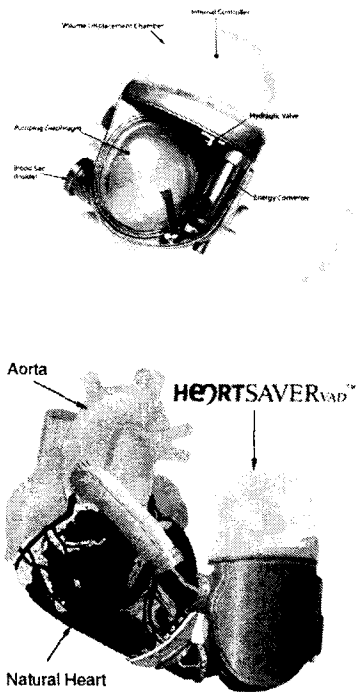


Fig. 9 WorldHeart/HeartSaver VAD<sup>117)</sup>

### 3.5 내장형 축류펌프 (Implantable Axial Flow Pump)

내장형 맥동펌프로 개발된 심실보조장치들이 환자의 2년이상 장기간 보조에 대한 가능성을 보여주었으나 장치의 크기가 아직 크고 소음이 문제가 될 수도 있으며 일부 모델에서 전력선이나 공기배출선 등이 몸 밖으로 나오는 문제 때문에 감염의 우려가 있는 등 환자에게 적용하는데 제한점이 있다.<sup>118)</sup> 축류펌프는 소형화가 가능하고 소음이 거의 없으며 체적보상챔버가 필요없는 장점을 가지고 있어서 약 10 여년 전부터 개발이 진행되고 있다. 처음에는 빠르게 회전하는 임펠러에 의해 혈구들이 깨질 것이라고 생각했으나 실험결과 혈구의 손상은 미미한 것으로 밝혀졌다.<sup>119)</sup>

최근에 활발히 연구되고 있는 있는 그룹은 Micromed 사의 Devakey 펌프, Terumo 사의 HeartMate II 그리고 Jarvik 박사가 만든 Jarvik2000 등이 있다.

Devakey 펌프는 티타늄 재질의 축류펌프로서 입구관은 티타늄 도관으로 좌심실의 Apex 에 연결되고 출구관은 인조혈관으로 상대동맥 (Ascending aorta) 으로 연결된다. 10000RPM 의 회전속도에서 100mmHg 의 압력차가 출구관에 걸릴 때 5L/min 의 유량을 내도록 설계되어 있다. 펌프의 유속은 출구관에 붙어있는 초음파 유량계로부터 읽혀져서 외부 제어기에 표시된다.<sup>118)</sup> 현재 유럽에서는 환자에 사용되고 있으며 미국에서는 FDA 승인을 받기 위한 실험을 진행중이다.<sup>119)</sup>

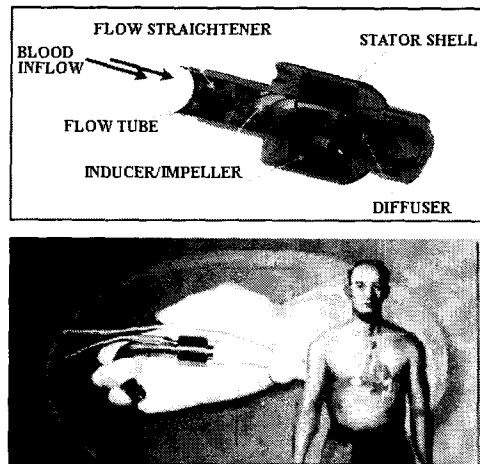


Fig. 10 Micromed/Devakey Axial Flow Pump<sup>120)</sup>

#### 4. 완전이식형 인공심장 (TAH)

TAH는 자연 심장을 떼어내고 기계적인 혈액 펌프를 체순환계에 직렬로 연결하여 혈액을 순환시키는 장치를 의미한다.

공압식 구동 방식의 경우에는 전세계적으로 많은 연구팀에 의하여 다양한 형태의 인공 심실 (blood chamber)로 구성된 TAH가 개발되었으나, 압축 공기를 이용하여 인공 심실을 수축 혹은 이완시킨다는 점에서 거의 차이가 없다. 이러한 공압식 TAH는 현재 미국을 비롯하여 일본, 독일, 프랑스, 체코, 러시아 등지에서 임상적으로 활발히 응용되고 있다. 그러나 커다란 압축 공기용 컴프레서 때문에, 인체내 완전 이식이 불가능하여 이식받은 환자의 생활이 제한받는다 단점이 있다.

공압식 인공심장이 갖는 단점인 완전 이식의 불가능성과 이식받은 환자의 제한된 생활 등을 근본적으로 해결하기 위하여 소형 모터를 이용한 전기식 TAH를 본격적으로 개발하기 시작한 것은 공압식 TAH가 임상적으로 성공한 직후이다. 지금까지 개발된 전기식 TAH는 전기 에너지를 소형 모터를 이용하여 기계적 운동으로 변환하고, 이를 이용하여 혈액을 순환시키도록 고안되었다. 이를 위한 기계적 메카니즘은 매우 다양하여, 수 많은 종류의 전기식 TAH가 개발되고 있다. 소형모터로 ball-screw를 회전시켜 밀판을 움직이는 방식과 전기 유압식 방식으로 소형 모터의 회전으로 유압을 발생시켜 밸브를 이용하여 밀판을 움직이는 원리 등이 사용되고 있다.

#### 4.1 공압식 완전이식형 인공심장

##### 4.1.1 Jarvik 7 & Cardiowest 70 TAH

압축공기를 혈액펌프의 원동력으로 사용하는 공기구동형 펌프로는 세계 최초의 인공심장인 Jarvik-7이 있다. 인공심장은 좌우 두개의 챔버로 구성되어 있다. 입출구에는 기계식 인공판막이 장착되어 있으며 각 챔버안에는 여러겹으로 된 탄성막이 있어서 압축공기가 혈액을 짜낼수 있게 하였다. 공기의 압력은 빠른 속도로 떨어지도록 조절되어 챔버내의 공기압력이 심방압보다 더 낮에 떨어지도록해 혈액을 유입하게 하였다.<sup>[21]</sup>

Jarvik-7은 Symbion 시리즈로도 알려져 있는데 1991년까지 환자에게 사용되었었다. 그러나 그 이

후에는 사용이 중단되었고 현재는 CardioWest사에서 유사한 현대인 CardioWest-70 시리즈로 시판되고 있다.<sup>[22]</sup>

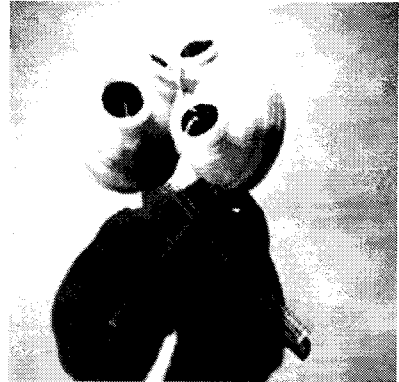


Fig. 11 Jarvik-7 Pneumatic Artificial Heart <sup>[21]</sup>

#### 4.2 전기유압식 완전이식형인공심장

##### 4.2.1 Nimbus-Terumo/Cleveland Clinic

전기유압식으로 개발된 클리블랜드 인공심장은 모델명 E4T라고 불린다. BLDC (Brushless DC) 모터로 구동되는 기어펌프가 유압을 만들어 내고 이 실리콘 오일인 작동유의 방향을 밸브로 조절하여 좌우의 밀판을 번갈아 작동시키는 형태로 작동된다. 밀판은 가이드에 의해 지지되지만 직접적으로 결합되어 있지 않기 때문에 심방에서 혈액이 들어올 때는 수동적으로 후퇴하게 된다. 펌프의 작동 상태는 왼쪽 밀판의 위치와 유압조절장치의 위치를 홀센서로 측정한다. 판막은 자체 제작한 조직밸브를 사용하였다.<sup>[23]</sup> 90년대 후반부터는 미국의 NIH (National Institute of Health)로부터 연구비가 중단되어서 독자적으로 연구를 진행하고 있다.

##### 4.2.2 Abiomed-Texas Heart Inst./AbioCor

Abiomed 사에 상품화를 추진중인 인공심장이 다. 유압을 이용하여 밀판을 미는 것은 클리블랜드의 인공심장과 동일하지만 유압을 생성해내는 장치로 원심펌프를 사용하였다. 원심펌프는 동일한 방향으로 회전하고 로터리밸브를 사용하여 작동유의 방향을 변경시킨다. 일회 박출량은 75cc 이고 최대 출력은 10L/min 이다. 판막은 자체적으로 제작한 삼엽식폴리머밸브를 사용한다. NIH에서

Penn. State Univ.의 인공심장과 함께 계속 과제로 임상적용을 위한 연구를 위하여 지원을 받고 있다.

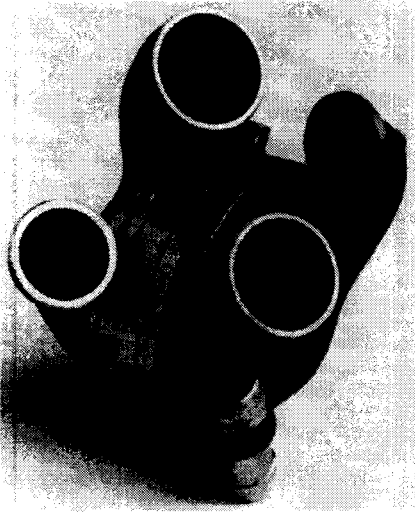


Fig. 12 Nimbus/Cleveland Clinic TAH<sup>[24]</sup>

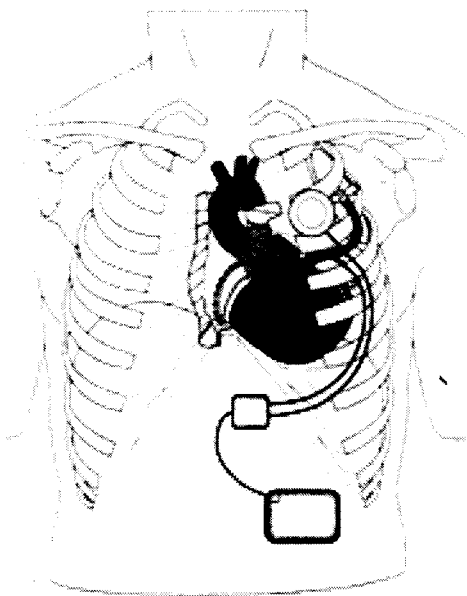


Fig. 13 Anatomical Location of TAH (Example)<sup>[23]</sup>

### 4.3 전기기계식 완전이식형인공심장

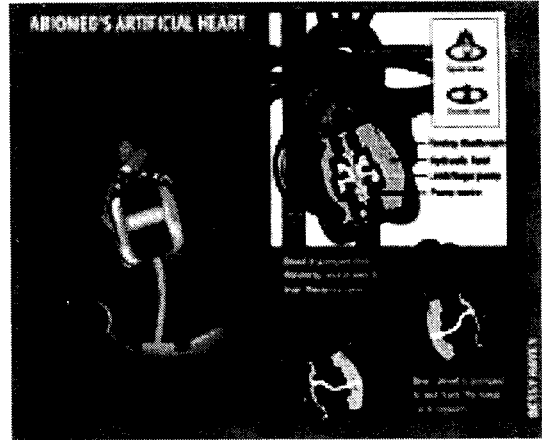


Fig. 14 Schematic Illustration of Abiomed TAH<sup>[25]</sup>

#### 4.3.1 Baylor College of Medicine

베일러 대학의 전기기계식 인공심장은 좌우 챔버 사이의 공간에 롤러 스크류를 이용한 액추에이터를 장착하고 있다. 구동원으로는 BLDS 모터를 사용한다. 롤러 스크류의 너트를 모터의 로터에 고정되고 로터의 회전운동이 롤러스크류에 의해서 직선운동으로 바뀌게 된다. 좌우에 밀판이 내구성이 강한 Polyolefin 재질의 막을 밀어서 내부의 혈액을 박출한다. 판막으로는 소의 심낭으로 만들어진 조직밸브를 사용한다. 다른 인공심장과 마찬가지로 밀판의 후퇴는 수동적이어서 심방으로부터 혈액이 자연스럽게 흘러들어오게 한다. 3개의 홀센서를 이용해서 위치를 제어하는데 각각 로터와 롤러스크류 그리고 밀판에 장착되어 회전방향의 전환이나 유입되는 혈유량 예측에 사용된다. 총 무게가 620g으로 매우 가벼운 편이다.<sup>[26]</sup>

#### 4.3.2 Abiomed/Penn. State Univ.

앞에서 설명한 베일러 대학의 전기기계식 인공심장과 구동방식이 거의 유사하다. 혈액주머니의 재료는 Hemothane 이나 Biolon 을 사용하였으며 케이스는 Polysulfone 으로 제작되었다. 판막은 기계식 판막을 사용하였고 최대 출력은 8L/min 정도이다. 다른 완전이식형 인공심장과 마찬가지로 좌우 혈액박출량의 차이를 보상해주기 위한 체적보상챔버가 작동기에 연결되어 있다. 그러나 챔버막을 통한 공기유출이 약 2cc/day 정도여서 2주안에 한번 정도는 다시 채워줘야한다.<sup>[27]</sup>



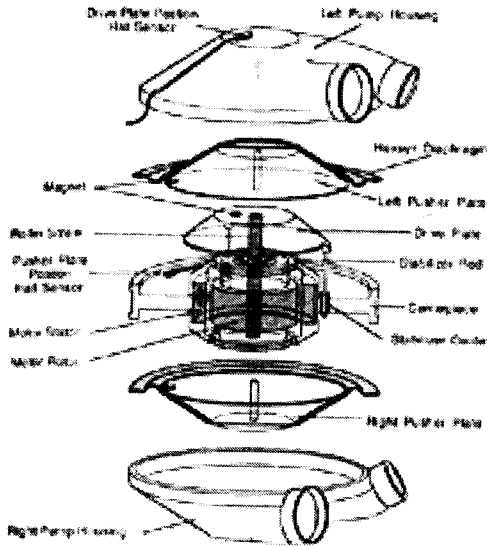


Fig. 15 Schematic Illustration of Baylor TAH<sup>[26]</sup>

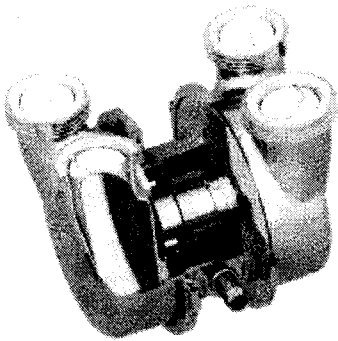


Fig. 16 CAD Feature of Penn. State Univ. TAH

### 4.3.3 Aachen Univ./ACcor

미국에서 개발된 전기기계식 완전이식형 인공심장과 달리 독일에서 개발된 이 완전이식형 인공심장은 한방향으로 회전하는 모터에 캠을 달고 좌우에 원형의 밀판을 배치해서 모터의 정역회전을 막아서 효율을 높이고 제어를 간편하게 만든 방식이다. 혈액주머니가 차는 것은 자연심장과 마찬가지로 수동적인 방식을 취하고 있고 입구판의 판막은 기계식 인공판막을 사용하며 출구판의 판막은 폴리머 인공판막을 사용하고 있다.<sup>[28]</sup>

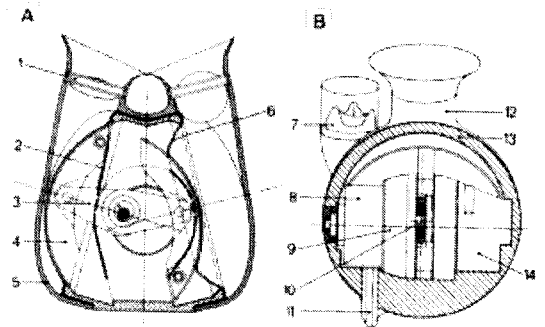


Fig. 17 Schematic Illustration of Aachen Univ. TAH<sup>[29]</sup>

## 5. 한국형 인공심장의 연구현황

한국의 식생활이 서구형으로 변하면서 사망원인에서 심장병이 차지하는 비중이 날로 커지고 있다. 또한 외국에서 개발되는 보조심장 및 완전이식형 인공심장은 모두 서양인의 체구에 맞게 설계되어 있어서 흉곽이 상대적으로 작은 동양인에게 적용하기에는 한계가 있다. 그리고 비용또한 만만치 않아서 환자들이 쉽게 선택하기가 어려운 것이 사실이다. 그래서 한국인에게 적합한 국산 인공심장으로 개발된 2 가지 사례를 소개하고자 한다. 이외에도 공압식 보조심장이 단국대학교에서 개발된 바 있고 기계식 삽입형 보조심장이 바이오메드랩에서 자체적으로 개발되고 있다. 또한 원심펌프가 체외형 막형산화기와 보조심장용으로 고려대학교에서 개발되고 있다.

### 5.1 Biomedlab/Hemopulsa

전기유압식 심실보조장치로 개발되었다. 구동 방식은 볼스크류를 써서 모터의 정역회전을 직선 왕복운동으로 전환하여 밀판이 벨로우즈 내부의 작동유체 (물)를 움직이도록 하고 있다. 이 작동유체의 움직임이 챔버내부와 혈액주머니 사이 공간을 밀어냄으로서 혈액주머니 내부의 혈액을 박출하는 원리로 동작한다. 판막은 기계식 인공판막을 사용하고 있으며 혈액주머니 및 챔버 등은 모두 Polyurethane 재료를 사용하였다. 작동은 고정속도 모드로 동작할 수도 있고 자연심장과 동기화 혹은 일정한 시간차를 둔 동기화도 가능하다. 현재 장기동물실험 기록을 가지고 있으며 임상적용과 상품화를 앞두고 있다.



Fig. 18 Biomedlab Hemopulsa VAD

### 5.2 Seoul Natl. Univ. TAH & BVAD

서울대에서 개발되고 있는 완전이식형 인공심장 (혹은 양심실보조장치)는 전기기계식 인공심장이다. 미국에서 개발되고 있는 전기기계식 인공심장은 좌우심판사이에 작동기가 위치하고 있는데 반해 서울대에서 개발된 인공심장은 작동기가 움직이는 원리를 채용하고 있어서 다른 인공심장에 비하여 크기를 줄일 수 있었다. BLDC 모터를 구동원으로 사용하며 유성기어열을 2 단으로 배치하여 고속으로 회전하는 모터의 회전력을 저속의 고토크로 변환하여 사용하고 있다. 작동기를 움직이기 위하여 바닥에 랙기어를 장착하여 이 기어위를 왕복운동하도록 하고 있다. 총 중량은 750g 이고 부피는 575cc 이다. 심박출량은 최대 11L/min 정도이며 판막은 기계식 인공판막과 자체 개발한 폴리머 인공판막을 병행해서 사용하고 있다.

크기가 상대적으로 작아서 흉곽이 작은 양과 같은 동물에 주로 이식하여 성능 검사를 진행하고 있으며 2003년에 바이오메드랩을 통해서 상품화할 계획을 가지고 있다.<sup>[30,31]</sup>

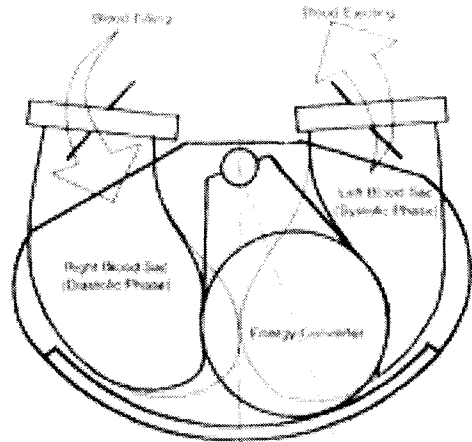


Fig. 19 Schematic Diagram of Korean TAH Mechanism

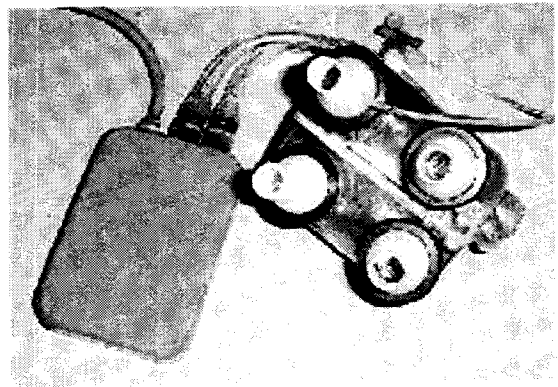


Fig. 20 Korean TAH(BVAD) System: Chamber + Implantable Controller

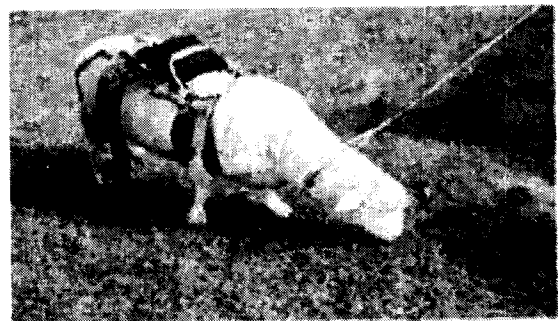


Fig. 21 BVAD implanted sheep (survived 28 days)

## 6. 결론

인공심장의 개발은 크게 보아서 3 세대로 나누어 볼 수 있다. 제 1 세대가 맥동성펌프들이 개발된 세대라고 할 수 있다. 앞에서 설명한 HeartMate 나 Novacor 사의 심실보조장치와 Cardiowest 사의 완전이식형 인공심장이 거기에 속한다. 2 세대는 회전형 펌프 (Rotary Blood Pump)라고 할 수 있다. 여기에는 Devakey 펌프나 Jarvik 2000 등이 해당한다. 3 세대 펌프는 현재 활발히 개발이 진행되고 있는 마그네틱 베어링 (Magnetic Bearing)을 이용한 것들인데 본 논문에는 소개되지 않았으나 MedQuest 사나 Pittsburgh 대학에서 많은 연구를 진행하고 있다.<sup>11)</sup> 이렇듯 점차적으로 맥동성 펌프에서 비맥동성 펌프로 연구가 이양되고 있는 것은 비맥동성 펌프가 미케니즘이 단순하고 소형으로 제작할 수 있는 장점이 있기 때문이다. 그러나 아직까지 맥동성이 없는 혈류가 인체에 무해한지에 대해서는 일치된 의견이 없는 상태이다.

현재 임상에서는 심장이식수술의 대기용과 흉곽수술후에 심장이 제 기능을 상실한 경우 등 한시적인 용도의 심실보조장치만이 사용되고 있다. 그러나 완전이식형 인공심장은 현재 미국에서 마지막 단계의 연구가 진행중이어서 그 결과가 나오는 오는 2002 년 말께에는 사람에 장기간 사용이 가능하리라 예상된다. 그리고 축류펌프 또한 현재 임상시험이 세계 여러 병원에서 진행되고 있는 바 곧 실용화 될 것이다. 국내 인공심장 또한 현재 마지막 내구성 평가 작업을 남겨놓고 있는 상태여서 상품화가 곧 이루어질 예정이다. 이렇게 인공심장이 상품화되어서 환자들이 사용할 수 있게 되면 치료법이 거의 전무한 상태인 만기 심부전환자들에게 새로운 희망을 줄 수 있을 것이다.

지금까지 많은 종류의 미케니즘들이 인공심장을 위해서 고안되고 실제 제작되어 왔지만 앞으로 더 신뢰성이 우수하며 경량화가 가능하고 소형화가 가능한 기계장치의 개발은 계속적으로 요구될 것이다.

## 참고문헌

1. T. Akutsu, "Artificial Heart," Igaku Shoin, Tokyo, 1975.
2. Kantrowitz A et al. "Initial clinical experience with the intraaortic balloon pumping in cardiogenic shock," JAMA, Vol. 203, pp. 113-118, 1968.
3. 천길정, "모터구동형 인공심장의 기계적설계에 관한 연구," 서울대학교 박사학위논문, 1988.
4. 박찬영, "급속조형술을 이용한 주문제작형 인공심장의 개발," 서울대학교 석사학위논문, 1997.
5. WWW page, "<http://www.tmc.edu/thi/iabp.html>," Texas Heart Institute, 1999.
6. BS Allen, F. Okamoto, et.al. "Reperfusion Conditions: critical importance of total ventricular decompression during regional reperfusion," J Thorac Cardiovasc Surg, Vol. 92, pp. 605-608, 1986.
7. H. Casmir-Ahn, U. Lonn, B. Peterzen, "Clinical use of hemopump cardiac assist system for circulatory support," Ann Thorac Surg, Vol. 59, pp. S39-S45, 1995.
8. WWW page, "<http://www.csa-heart.com/hemopump.htm>," Cardiac Surgical Associates, 2000.
9. JR. Rowles, BJ. Mortimer, DB. Olsen, "Ventricular assist and total artificial heart devices for clinical use in 1933," ASAIO J, Vol. 39, pp. 840-855, 1993.
10. WWW page, "[http://www.medtronic.com/cardiac/perfusion/products/bpp\\_biopump.html](http://www.medtronic.com/cardiac/perfusion/products/bpp_biopump.html)," Medtronics, 2000.
11. H. Jacob, Y. Kutschera, et.al. "In-vitro assessment of centrifugal pumps for ventricular assist," Artif Organs, Vol. 14, pp. 278-83, 1990.
12. WWW page, "<http://www.terumo-us.com/products.html>," Terumo, 2000.
13. E. Castells, JM. Calbet, et.al. "Ventricular circulatory assistance with the Abiomed system as a bridge to heart transplantation," Transplant Proc, Vol. 27, pp. 343-2345, 1995.
14. WWW page, "<http://www.abiomed.com/cardio/bvs/description.html>," Abiomed, 2000.
15. "The continuing evolution of mechanical ventricular assistance," Curr Probl Surg, pp. 328-389, 1997.

16. WWW page, "<http://www.centerspan.org/tnn/98101503.htm>," Centerspan, 1998.
17. WWW page, "<http://www.worldheart.com/section5/index.html>," WorldHeart, 2000.
18. Georg M. Wieselthaler, Heinrich Schima, et.al. "First Clinical Experience with the Devakey VAD continuous -axial -flow pump for bridge to transpantation," *Circulation*, Vol. 101, p. 356, 2000.
19. Don B. Olsen, "The history of continuous-flow blood pump," *Artificial Organs*, Vol. 24, pp. 401-404, 2000.
20. WWW page, "<http://www.micromedtech.com/mmpump.html>," Micromed, 2000.
21. WWW page, "[http://www.eos.ncsu.edu/bae/research/blanchard/www/465/textbook/otherprojects/heartassist\\_97/index.html](http://www.eos.ncsu.edu/bae/research/blanchard/www/465/textbook/otherprojects/heartassist_97/index.html)," North Carolina State Univ., 1997.
22. 선경, 김형목, "말기 심장 질환의 수술 치료법 및 이식형 양심실 보조장치의 의의," *인공심장 연구*, 제 1 권, 제 1 호, pp. 31-41, 2000.
23. S.C. Himley, K.C. Butler, "Development of the E4T Electrohydraulic Total Artificial Heart," *ASAIO Transaction*, Vol. 36, pp. M234-M237, 1990.
24. H. Irie, A. Massiello, "Inital in vivo tests of an electrohydraulic actuated total artificial heart," *ASAIO J.*, Vol. 38, pp. M497-M500, 1992.
25. WWW page, "<http://www.abiomed.com/>," Abiomed, 2000.
26. Y. Orime, S. Takatni, et.al. "The Baylor-ABI electromechanical total artificial heart," *ASIAO J*, vol. 39, pp. M172-M176, 1993.
27. WJ Weiss, G. Rosenberg, et.al. "Recent improvements in a completely implanted total artificial heart," *ASAIO J*, Vol. 42, pp. M342-M346, 1996.
28. R. Kaufmann, et.al., "Fuzzy control concept gor a total artificial heart," *Artificial Prgans*, Vol. 19, pp. 355-361, 1995.
29. WWW page, "<http://www.hia.rwth-aachen.de/Ww/Biomechanik/indexBME.html>," Helmholtz Institute, 2000.
30. 민병구, "인공장기," *대한의사협회지*, 제 38 권, pp. 1106-1111, 1995.
31. 조영호, 민병구, 외 "인공장기," *의용생체공학 회지*, 제 20 권, pp. 237-249, 1999.