

인공심장

金 喜 贊, 閔 丙 九

서울대학교 醫科大學 醫工學教室

1. 서론

1.개 관

'인공심장'은 이제 더이상 우리에게 낯선 단어가 아니다. 그것은 심장질환 환자의 수가 증가함에 따라 치료수단으로서의 인공심장을 개발하기 위한 연구가 이미 오래 전부터 진행되어 왔으며, 그동안 심심치 않게 뉴스 매체를 통해 보도되었기 때문일 것이다. 그러나 인공심장을 개발하기 위한 연구가 이미 반세기 이상 계속되고 있음에도 불구하고, 콘택트 렌즈나 보청기, 또는 의수, 의족, 더 나아가 인공신장이라고 불리는 혈액 투석기등은 이미 일반 환자에게 널리 사용되고 있지만, 인공심장은 심장질환 환자에게 널리 사용되고 있지 못한 것이 현실이다. 인공장기에 대한 관심과 필요성이 점차 증대되고 있는 오늘날 인공심장을 개발하기 위한 연구가 어떻게 진행되고 있는지 알아본다.

인공심장이란 '질병으로 인하여 그 기능을 부분적으로 혹은 완전히 상실한 자연심장을 위해 체내에 이식되어 그 기능을 대신해 주는 보철 기구'를 말한다.

자연심장은 그 기능면에서 볼 때 '혈액 순환을 유지하기 위한 단순한 펌프'로 생각할 수 있는데, 그림 1에 나와 있는대로 좌심방(left atrium)과 좌심실(left ventricle)로 이루어진 좌측심장과 우심방(right atrium)과 우심실(right ventricle)로 이루어진 우측심장이 각각 체순환(systemic circulation)과 폐순환(pulmonary circulation)을 담당하고 있다. 따라서 인공심장 역시 하나의 펌프로 볼 수 있으나, 일반펌프와 다른점은 인체내의 하나의 장기로서 이른바 생체적합성 (biocompatibility)을 갖춘 펌프라는 점이다. 이러한 생체적합성은 여러가지 측

면에서 고려되어야 하는데, 첫째, 적당한 크기와 모양, 그리고 중량으로 환자의 흉곽내에 무리없이 이식되어 일상생활에 불편을 주지 않을 정도의 이식성 (implantability), 둘째, 자연심장의 혈액 공급 기능과 거의 유사하게 생리적 상태에 따라 적절한 양의 혈액을 공급할 수 있는 제어성(controllability), 그리고, 마지막으로 인공심장이 접촉하게 되는 혈액및 주변 조직과의 적합성 (hemocompatibility) 등으로 대별할 수 있다.

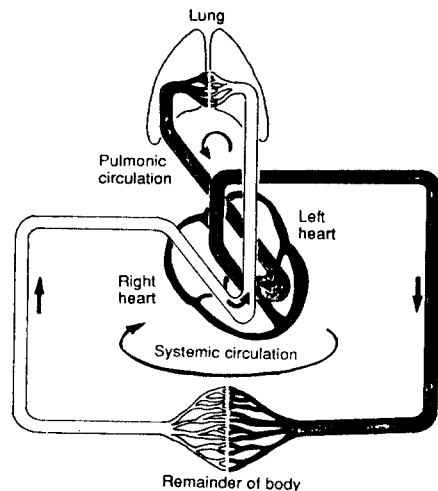


그림 1. 심장 순환계의 연결을 나타낸 모식도. 우측심장은 폐순환을 좌측심장은 체순환을 담당하는 두개의 순환 펌프로서 서로 직렬로 연결되어 있다

인공심장은 그 역할에 따라, 전체 심장(좌우 심실

모두와 좌우 심방의 일부분)을 떼어내고 이식되어 그 기능을 대신하는 완전인공심장(혹은 전치환형 인공심장, Total Artificial Heart, TAH) 와 심장의 기능이 일시적, 혹은 부분적으로 저하되어 회복이 가능한 경우, 심장을 그대로 두고 이와 병렬로 연결되어 심장의 기능을 부분적으로 대신하여 주는 심실보조장치 (Ventricular Assist Device, VAD)로 나뉘어 진다.

완전 인공심장도 그 사용 목적상 그 이상의 치료 행위를 전제로 하지않고 영원히 이식되는 경우

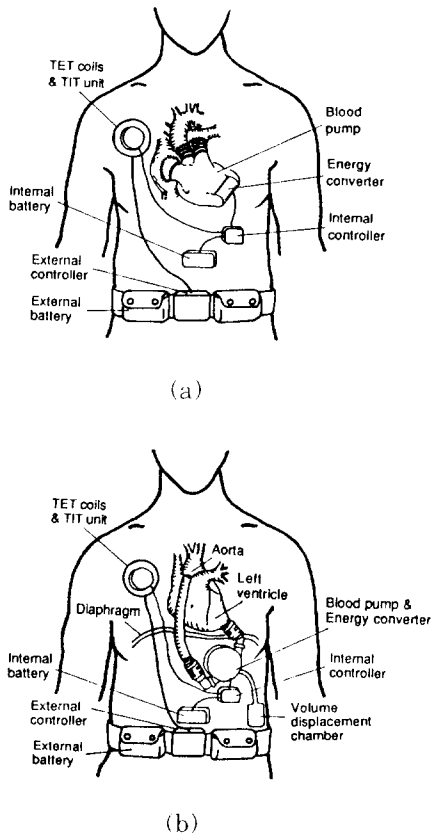


그림 2. 전기식 (a) 인공심장과 (b) 심실보조 장치가 환자에게 이식된 경우를 나타낸 모식도. 혈액을 박출하는데 필요한 전기 에너지와 각종 정보를 무선으로 전달 해주는 TET(transcutaneous Energy Transmission)와 TIT(Transcutaneous Information Transmission)를 사용함으로써 피부를 관통하는 연결선이 없어지는 완전 이식형이다.

(permanent implantation)와 좀더 자연적인 치료 방법이라 할 수 있는 심장이식(Heart Transplantation - 뇌사 상태의 공여자로 부터 적출한 심장을 이식하는 것)을 전제로 그 이전까지 일시적으로 이식되는 가교로서의 응용(bridge application)으로 나눌 수 있다. 한편, 심실 보조 장치는 그것이 자연 심장의 어느 부분을 보조하고 있는가에 따라 좌심실 보조장치(Left Ventricular Assist Device, LVAD), 우심실 보조장치 (Right Ventricular Assist Device, RVAD), 그리고 양심실 보조장치 (Biventricular Assist Device, BVAD)로 분류된다. 인공심장의 동력원으로 무엇을 사용하는가에 따른 분류로는 크게 공압식 (pneumatic type)과 전기식 (electrical type)으로 대표되는데 공압식은 에너지원 압축공기를 체내에서 만들 수 없으므로 피부를 관통하는 관이 필수적으로 필요한 반면, 전기식의 경우 무선으로 전기 에너지를 체내에 전달할 수 있기 때문에 피부를 관통하는 어떤 연결도 필요하지 않은 (tether-free) 완전 이식형(totally implantable)이 가능하다. 전기식 인공심장은 다시 동력 전달 매체에 따라 전기유압식 (electrohydraulic type)과 전기기계식(electromechanical type)으로 세별된다. 또한 공급하는 혈류의 맥동 유무에 따라 맥동식 (pulsatile type) 과 비맥동식 (nonpulsatile or continuous flow type)으로 나뉘어 지기도 한다.

그림 2 는 전기식의 완전 인공심장과 심실 보조장치가 임상에 응용될 경우를 나타낸 모식도 이다.

이러한 인공심장이 개발되어 인체에 사용되기 위해서는 연구실 수준에서의 원형(prototype) 개발과 모의 순환 장치를 이용한 체외 성능 실험, 실험 동물에 대한 생체 순환 실험 및 신뢰성 검증을 위한 시험을 차례로 통과한뒤 부분적인 인체 응용을 거쳐 본격적인 상품으로서 임상에 응용되는 것이다. 본 논문에서는 인공심장 개발을 위한 연구 분야중 가장 중요한 부분을 차지하고있는 전자공학 분야를 중심으로 인공심장 연구의 현황및 주요 연구 주제등을 소개하고자 한다.

2. 인공심장 연구의 역사와 현황^{1,2)}

심장의 기능을 기계적인 장치로 대신한다는 인공심장의 기본 아이디어는 1812년 Julien-Jean-Cesar La Gallois 에 의해 시작되었다. 그후 이러한 기계적 순환 장치를 이용한 여러가지 실험이 19세기동안에 실시되었고, 20세기에 들어 와서는 1920년까지

여러가지 형태의 산화기(정맥혈에 산소를 공급하여 동맥혈로 만드는 장치, oxygenator)가 개발되어 인공순환장치와 함께 개심수술 동안에 멈추어진 심장과 폐의 기능을 담당하는 이른바 인공심폐기(heart-lung machine)의 개념이 정립되게 되었고 1953년에 Gibbon에 의해 처음으로 임상에 사용되어 개심수술의 시대가 열리게 되었다.

그러나 구체적인 인공심장의 개발은, 비록 1937년에 이미 구 소련의 Demikhov가 비슷한 실험을 시도한 것으로 나중에 알려졌지만, 1957년 미국의 Cleveland Clinic에서 Dr. Willwm Kolff 와 Tetsuzo Akutsu 가 PVC(Polyvinyl Chloride)로 만든 인공심장을 이용하여 90분 동안 개의 혈액을 순환 시킨것으로 부터 비롯된다고 볼 수 있다. 그후 Cleveland Clinic 의 Kolff 연구팀은 여러가지 종류의 인공심장을 개발하여 동물에 이식하였는데, 그때 이미 전기식 인공심장도 시도되었다. 1963년에는 미 항공우주국(NASA)이 인공심장의 출력을 심방의 압력과 같은 각종 생리 변수들의 함수로 하는 컴퓨터 제어 방식을 개발하여 Cleveland Clinic 연구팀과 함께 동물실험을 실시하였다. 이러한 노력으로 1960년대 중반쯤에 유타대학으로 옮긴 Kolff연구팀은 주머니 형태의 인공심실을 사용한 인공심장을 송아지에 이식하여 하루가 약간 더되는 기간동안 동물을 생존 시킬 수 있었다. 1968년에 미국의 National Heart, Lung, and Blood Institute 는 핵에너지를 이용한 인공심장 개발 프로젝트를 지원 하였으나, 장치가 너무나 복잡하고, 크기가 크고, 비용이 많이 든다는 단점등으로 인해 성공하지 못하였다. 1969년에는 Texas Heart Institute의 Dr. Denton Cooley가 최초로 공압식 인공심장을 심장이식*까지의 가교로서 (bridge-to-transplantation) 사람에게 이식하였다. 1967년에서 1971년 사이에 Dr. Clifford Kwan-Gett은 공압식 인공심장의 기초를 세워 놓았는데 특히 그의 공헌은 공압식 인공심장의

출력 특성을 자연심장의 생리 현상중 하나인 이른바 Starling response 와 같도록 한것이었다.^[3] 1972년에 Dr. Robert Jarvik 은 Jarvik-3로 부터 시작하여 여러가지 형태의 인공심장을 설계하고 개발하였다. 1970년말경의 동물 생존 기간은 Cleveland Clinic 의 5개월에서 1979년 Jarvik-7을 이용한 유타대학 연구팀의 221일로 향상되었다. 유타 대학 연구팀은 이후 인공심장 연구를 이끌어 가며 1976년부터 전기유압식 인공심장의 개발을 시작하여 1982년에 Dr. Olsen이 전기식 인공심장을 송아지에 이식하여 39일 동안 생존 시키는 기록을 수립하였다. 이러한 계속되는 연구의 결과 드디어 1982년 12월 2일 유타대학 병원에서는 Dr. DeVries가 공압식 인공심장을 영구사용 목적으로 환자인 Dr. Barney Clark 에게 이식함으로써 인공심장의 임상응용 시대가 열림과 동시에 일반인들에게 인공심장이 알려지기 시작하였다. 그후 1993년 3월까지, 총 242명의 환자가 공압식 인공심장을 이식 받았고 그중 158명(66%)이 심장이식을 받아 101명(64%)이 현재까지 생존하고 있다. 1985년 미국에서는 De Vries가 그리고 스웨덴에서는 Semb에 의해 독일의 Heimes가 개발한 휴대용 구동장치를 사용하여 인공심장을 이식 받은 환자를 병원에서 퇴원 시킬 수 있었다. 그리고 역시 같은해에 미국의 Copeland에 의해 최초로 인공심장을 이식 받은 환자가 성공적으로 심장이식을 받게 되었다.

1988년 미국의 National Institute of Health (NIH)는 전국적으로 4곳의 연구팀을 선정하여 완전 인공심장의 개발을 추진하였으며, 이 프로젝트의 목표는 1993년까지 완전 인공심장을 개발하여 임상응용을 준비한다는 것이었다. 1994년도에 동 기관은 그동안의 연구개발 실적을 평가하였는데, 펜실바니아 주립대학 연구팀은 전기 기계식 인공심장을 완벽한 완전 이식형의 형태로 송아지에 이식하여 350일의 생존 기록을 수립하였다. NIH는 이들중 다시 3군데의 연구팀을 선정하여 인공심장의 상품화를 위한 제품준비(device readiness) 프로젝트를 시작하였는데 이것이 끝나는 1998년 이후에는 본격적인 인공심장의 임상응용을 기대하고 있다. 또한 1994년 12월에는 이제까지 개발되었던 것과는 다른, 보다 혁신적인 개념의 심실보조 시스템(Innovative Ventricular Assist System, IVAS)에 대한 연구 지원 과제를 모집하여 1995년 가을부터 지원할 계획이다.^[4]

미국은 인공심장에 대한 수요가 가장 크고 시급한

* 주: 1967년에 남아프리카 공화국의 Bernard에 의해 최초로 시도된 동종 심장 이식(allograft transplantation)은 그 이후 1980년대초 면역 억제제인 Cyclosporin A의 등장과 함께 임상응용이 확대되어 1986년부터 연간 2,000에 이상 5년 이상 생존률 70% 이상의 성적을 올리고 있으나 적당한 공여 심장의 제공이 심장이식을 더욱 확대하지 못하는 요인으로 남아 있다.

나라이기도 하지만 그동안 이 분야에 투자한 연구비 반도 가히 천문학적인 숫자에 이르고 있다. 참고로 미국의 유타대학 연구팀이 지난 5년 동안 (1988 - 1993) 전기 유압식 인공심장 개발에만 NIH로부터 650만 달러를 지원 받았다.

한편 국내에서는 필자등이 지난 1984년 인공심장 개발을 위한 연구팀을 구성하여 10년 이상동안 전기 기계식의 완전 인공심장과 전기 유압식의 심실 보조 장치 개발에 전력하고 있으며, 공압식 인공심장을 개발하고 있는 다른 국내 연구팀과 함께 이분야의 연구에서 미국, 일본등과 수준을 나란히하고 있다. 표 1에는 현재 인공심장 연구에 참여하고 있는 전세계의 연구기관에 대한 자료가 정리되어 있다.

표 1. 전세계적으로 인공심장 연구를
진행중인 연구기관

Research Center	Industrial partner/Sponsor	Type
Pennsylvania State University	Sarns/3M	TAH, YAD
Abdomed Inc	Texas Heert Institute	TAH, YAD
Cleveland Clinic Foundation	himus Inc.	TAH, YAD
University of Utah		TAH, YAD
In-house	Jarvik Research Institute, NY	TAH, YAD
Wisconsin Heart Institute	Bradley Foundation, WI	TAH
Texas Heart Institute	Aerospatiale and Sagem, France	TAH
Baylor College of Medicine	Nikkiso Co. Ltd & American Biomed Japan, and the Woodlands, TX	TAH
Free University of Berlin, Germany	Mercedes-Benz Inc., Germany	TAH
Seoul National University, Korea	Government, University, and Medison Inc	TAH, YAD
Tonsei University, Korea	University	TAH
University of Tokyo, Japan	Unknown	TAH
National Cardiovascular Research Center, Japan	Government	TAH, YAD
University of Kyoto, Japan	Unknown	TAH
Institute of Transplantation and Artificial Organs, Russia	Government	TAH
University of Vienna, Austria	Unknown	TAH
University of Bologna, Italy	Sorin Biomedica, Italy	TAH, YAD
Ottawa Heart Institute, Canada	Government	YAD

II. 본 론

1. 인공심장의 구성

공압식 인공심장이 임상에 성공적으로 사용되고 있기는 하지만, 현재 연구되고 있는 인공심장은 모두 전기에너지를 사용하는 전기식 인공심장이다. 이러한 전기식 인공심장은 피부를 관통하여 체외와 연결되는 장치가 없는 완전 이식형이기 때문에 환자가 체외의 구동장치와 연결되어 있어야하는 공압식의 경우 발생할 수 있는 감염의 위험성이 없고 환자가 느끼는 육체적, 정신적 부담을 최소화하여 궁극적으로 환자를 일상생활로 복귀 시킬수 있는 시스템인 것이다. 현재

연구되고 있는 이러한 전기식 인공심장은 크게 네가지의 부분으로 구성되어 있다.

1) 혈액펌프 및 에너지 변환 시스템 (blood pump and energy converter system)

혈액펌프 시스템은 인공심실에 해당하고, 혈액을 순간적으로 저장했다가 박출하는 기능을 수행해야 하므로 체적을 쉽게 변형할 수 있도록 부드러운 혈액 주머니(sac type)나 막(membrane type)의 형태를 사용한다. 혈액과 직접 접촉하는 부분이므로 사용하는 재질의 혈액적합성이 매우 중요하게 요구되는 부분이다. 현재 대부분의 연구팀은 폴리우레탄을 기본 재료로 하고 그 표면의 성질을 혈액적합성이 우수하도록 개질한 재료를 사용하여 혈액과 접촉하는 쪽은 접합선이나 굴곡이 없는 매끄러운 표면을 갖도록 만들고 있다. (재료에 관한 연구 분야만도 엄청나게 광범위하므로 여기서는 다루지 않기로 한다.) 맥동형 인공심장의 경우에는 혈류의 흐름을 일정한 방향으로 유지시키기 위해 혈액펌프의 유입구와 유출구 각각에 인공판막(prosthetic heart valve)을 사용한다. 이러한 인공판막에는 기계식 판막과 생체 판막, 그리고 최근 연구가 활발히 진행중인 폴리머 판막등이 사용된다. 또한 혈액펌프 시스템에는 인공심장 박출량의 생리적 자동제어를 위해 필요한 경우 특별한 센서가 연결되기도한다.

에너지 변환 시스템은 기본 에너지인 전기 에너지를 최종적으로 혈액을 박출하는데 필요한 기계적 에너지로 변환 시키는 작동기 (actuator)에 해당하는 부분이다. 대부분 소형의 고회력 전동기를 기본으로, 적당한 기계적 장치들을 결합하여 사용하는데 우선 전동기로는 출력 토크 대 무게의 비가 우수한, 브러쉬가 없는 직류 전동기 (brushless DC motor)를 사용하여 높은 신뢰성을 보장한다. 브러쉬가 없는 직류 전동기를 회전 시키기 위해서는 전자회로에 의한 정류(commutation)를 수행해야 하는데 대부분 홀 센서(Hall effect sensor)나 광센서(optical sensor)등에 의한 회전자의 위치 검출 회로를 사용하고 있다. 최근에는 전동기의 역기전력(back electromotive force, back EMF) 파형을 이용하는 소위 back EMF 정류 방식을 채택하여 시스템의 단순화와 신뢰성 향상을 이루는 경향도 있다. 단지 이러한 정류방식은 전동기의 역기전력이 상당한 크기가 되는 높은 회전속도에서만 가능하므로 전동기가 정역전을 반복하는 경우나 상대적으로 낮은 속도 범위에서는

효율적인 사용이 어려워진다. 전동기의 회전 운동을 혈액펌프에 전달하여 혈액을 박출하도록하기 위해서는 특별한 형태의 기계적 변환장치가 필요하다. 전기 기계식 인공심장의 경우 전동기의 회전운동을 적당한 변환장치를 이용하여 직선왕복운동으로 변환하고 이러한 직선 왕복 운동을 이용하여 밀판(push plate)에 의한 인공심실의 압박으로 혈액을 박출하게 되는데, 롤러스크류, 캠, 레버, 기어등의 기계부품에 의한 변환이 보편적으로 사용되고 있고, 이러한 기계 부품의 효율과 내구성등의 문제가 해결해야할 중요 과제로 남아 있다. 전기 유압식의 경우 전동기의 회전운동으로 유체를 이동시켜 이것이 인공심실내의 혈액을 박출하도록 하는데, 일반적인 유체 펌프의 구조인 원심펌프(centrifugal pump), 축류펌프(axial flow pump), 기어펌프(gear pump)등의 구조가 사용된다. 이경우에도 역시 사용되는 기계부품의 신뢰성과 동력 전달 유체의 누출등이 해결해야할 문제로 남아 있다. 이밖에도, 전동기 대신 전자석등을 이용한 에너지 변환장치도 연구되고 있다.¹³⁾

이러한 혈액펌프 및 에너지 변환 시스템의 연구 개발에서 중요한 주제는 재료 분야에서는 사용하는 재료의 혈액적합성 향상을 들 수 있고, 기계 분야에서는 기계적인 시스템의 효율 및 신뢰성 향상등을 들 수 있지만 한가지 빠뜨릴 수 없는 중요한 점은 전체 시스템의 이식성으로서 해부학적인 적합성(anatomical fit)이다. 인공심장은 체내에 이식되어 주변 순환기의 구조와 무리없이 연결되어야 하므로 아무리 우수한 펌프 기능을 갖춘 시스템도 체내의 해부학적인 구조와 쉽게 연결되지 않으면 좋은 결과를 기대할 수 없게 된다. 특별히 인체내의 순환계는 모두 부드러운 조직(soft tissue)으로 이루어져 있지만 이식되는 인공심장은 상대적으로 무겁고 딱딱한 구조이므로, 이식체가 기존의 생체 구조에 압박을 가하거나 변형을 주게 되면 예상했던 결과를 얻지 못하게 된다. 따라서 연구개발 과정에는 혈액펌프 및 에너지 변환 시스템에 대한 동물이나 인체의 시체를 이용한 적합성 시도(fitting trial)가 필수적이다.

2) 체내 제어장치 및 축전지 (implantable control unit and internal battery)

완전 이식형 인공심장을 이루기 위해서는 제어장치 및 비상시를 위한 최소한의 에너지원인 축전지를 체내에 이식하게 된다. 이러한 체내 제어장치는 외부로부터의 도움없이 인공심장의 작동 상태를 생리적인

요구에 맞도록 자동제어 할 수 있어야함은 물론이고, 외부와의 정보 교환을 위한 통신기능 과 각종의 이상 상태를 감지하고 판단하여 적절한 조치를 취할 수 있어야 한다. 최근에 시판되고 있는 단일칩 마이크로컨트롤러(micro controller)들을 사용하면 이러한 기능을 어렵지 않게 수행할 수 있지만, 기술적인 어려움은 시스템 단순화와 신뢰성 향상을 위해 센서 사용을 최소한으로 억제하거나 전혀 센서를 사용하지 않는 시스템을 추구하고 있기 때문에 여러가지 필요한 정보들을 간접적인 방법으로 추정해야하는데 있다.⁶⁾ 대부분 인공심장을 구동하는 전동기의 작동 상태 (입력 전압, 전류, 및 회전속도등)를 나타내는 변수들로 부터 생체의 생리적 변수 (심방내 혈압, 대동맥 및 폐동맥 혈압, 일박출량등) 들을 적당한 모델을 이용하여 추정하고 있다.

체내 이식 축전지는 평소에는 체외에서 공급되는 에너지로 충전되다가, 환자가 목욕을 하거나 하는 부득이한 사정에 의해 체외로 부터 공급되는 전기에너지의 공급이 중단되는 경우에 인공심장을 30분에서 1 시간 정도 구동 시킬 수 있는 파워를 갖추어야 한다. 이두가지는 모두 전기적인 시스템으로서 상대적으로 높은 습도와 산성의 체액과 접촉할 수 있도록 특별한 밀봉(hermetical sealing)을 보장해야하며, 특히 각 시스템간의 전기적 연결을 위한 전기 도선(electrical wire)과 연결기(connector)등에 대한 특별한 고려가 요구된다.

3) 체외 감시 제어 장치 및 축전지 (External monitoring & control unit and external battery)

체외 감시 및 제어장치는 의사나 환자가 이식된 인공심장의 작동 상태를 점검하거나 필요에 따라 작동 상태를 변경할 수 있도록 하는 시스템이며, 보통 소형의 컴퓨터를 이용하여, 이식된 체내 제어장치와의 통신에 의해 작동하게 된다. 통신상의 잡음이나 기타 이상에 의해 잘못된 정보가 전달되어 인공심장의 작동에 영향을 주지 않도록 하기위해 통신방식의 설계에 세심한 주의가 요구된다.

체외의 축전지는 인공심장 작동에 필요한 전기 에너지의 일차 공급원이된다. 물론 환자가 실내에 위치한 경우에는 교류전원을 사용할 수 있도록 해야하지만 이경우 공압식 인공심장과 같이 환자의 이동성에 지장을 초래하게 되므로 가능한 체외 축전지를 사용할 수 있도록 한다. 자동차를 이용한 이동시에는 자

동차의 축전지를 사용할 수 있도록 하는 배려도 필요하다.

4) 무선 에너지 전송장치 및 무선 정보 전송장치 (Transcutaneous energy and information transmission system)

이식된 인공심장의 구동에 필요한 전기에너지는 체내에 이식된 축전지가 담당할 수 있는 범위 이상으로는 체외에서 체내로 공급되어야 한다. 현재의 축전지 기술과 인공심장 시스템의 효율로는 이식할 수 있는 형태의 축전지로 1시간 이상을 지탱하기 어려운 실정 이므로 무선으로 에너지를 공급하는 장치가 필요하다. 에너지 전송 시스템은 체외의 1차 코일과 체내의 2차 코일간의 자기유도(magnetic induction)를 이용하는데 직류 전원에서부터 고주파의 교류를 발생시켜 1차측 코일을 구동하고 2차측에 유도된 교류신호를 정류하여 사용하게 된다. 전송효율은 전체 시스템의 크기를 결정하고 코일에서 발생하는 열로 인한 주변조직의 괴사를 줄이는등 중요한 변수가 된다.

무선정보 전달 시스템은 앞서 설명한대로 체내외의 제어장치간의 정보 교환을 위한 시스템으로서 에너지 전송의 경우와 같이 자기유도 방식을 사용하기도 하고 근적외광(infrared light)을 사용한 광통신 방식을 사용하기도 한다. 자기유도 방식의 경우 에너지 전송을 위한 코일과 별도의 코일을 사용하는 경우와, 동일한 코일을 이용하는 방식이 모두 시도 되고 있으며, 특히 체내에서 외부로의 전송에 있어서는 전송 주파수를 충분히 높여 별도의 코일이 필요 없이 외부

의 안테나로 수신하는 방식도 사용되고 있다.

그림 3 은 완전 이식형 인공심장을 구성하고 있는 이상의 네가지 세부 시스템과 그들간의 관계를 나타낸 모식도이다.

2. 전자공학분야의 관심사

인공심장 개발을 위한 연구 분야중에서 전자공학적인 관심사는 역시 제어장치와 에너지 및 정보 전달 시스템 부분이다. 필자들이 개발한 시스템을 중심으로 이 분야에 대해 좀더 자세히 알아보기로 한다.

1) 인공심장의 자동제어

인공심장 개발의 가장 핵심부분중 하나인 자동제어 방식은 제어변수나 제어법칙(control law)등은 서로 다를 수 있지만 다음의 몇가지 제어원칙을 만족시켜야 한다.

첫째, 인체가 요구하는 심박출량의 변화에 대해 민감하게 반응해야 한다.

아직까지 자연심장의 심박출량 제어의 기본 원리가 완벽하게 이해되고 있지 못하다. 너무나 많은 변수들이 서로 상관관계를 갖고 복합적으로 작용하고 있고, 아직 밝혀지지않고 있는 부분도 있기 때문이다. 그러나 단순하게 하나의 폐환 제어시스템(feedback control system)을 구성하여 보면 심박출량이 제어 시스템의 출력이 되고 인공심장의 박동수(heart rate)와 일 박출량(stroke volume)이 제어 변수(control variable)가 된다. 결국 제어법칙(control law)의 내용에 따라 서로 다른 제어알고리즘이 나오

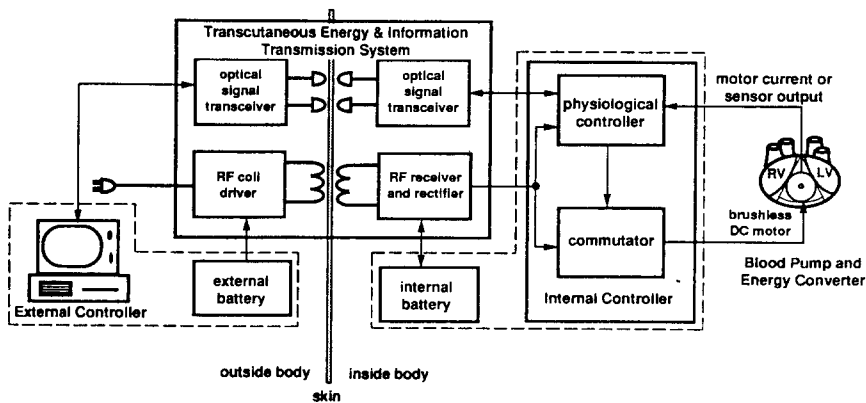


그림 3. 완전 인공심장의 네 세부 시스템인 혈액펌프와 에너지 변환 장치, 체내 제어장치 및 축전지, 체외 감시 제어장치 및 축전지, 무선 에너지 및 정보 전송장치들 간의 기능 및 위치상의 상관 관계를 나타낸 모식도. 그림상의 피부로 표시된 부분을 중심으로 체외와 체내에 위치하는 시스템으로 구분된다.

게 되는데, 현재까지 제안된 알고리즘으로는, 대동맥 압력을 추정하여 이것이 체순환계 저항(systemic vascular resistance)의 변화를 반영한다고 보고, 인공심장의 박출량을 이에 따라 변화시키는 방법^[7], 우심방의 혈압이 체순환계에서 되돌아오는 혈류량(venous return)을 반영한다고 보고, 이에 따라 심박출량을 조절하는 방법^[3], 자연심장의 남아있는 심방 조직에서 나오는 심전도의 P-파를 측정 하여 이에 따라 인공심장의 박동수를 조절하는 방법^[6], 그리고 혈액중의 산소 농도를, 이식한 광소자로 부터 추정하여 심박출량을 이에 따라 조절하는 방식^[9]등을 대표적으로 꼽을 수 있다. 현재까지 처음의 두가지 방식에 의한 심박출량의 제어 방식이 보편적으로 사용되고 있으며, 동물실험의 성적도 우수함것으로 평가되고 있다.

둘째, 인공심장에 의해 야기되는 어떠한 비생리적인 현상들을 보상할 수 있어야한다.

인공심장의 심박출량을 생리적 요구에 따라 잘 조절하여준다고 해도 인공심장에 의해 야기된 비생리적인 현상들이 존재한다면, 이를 충분히 보상할 수 있어야 한다. 전기식 인공심장에서 가장 큰 문제중의 하나로 아직까지 뚜렷한 해결책을 찾지 못하고 있는 것으로서 바로 이 범주에 속하는 문제인 좌우심장의 심박출량간의 불균형(right-left output imbalance)을 들 수 있다. 공압식 인공심장의 경우에는 좌우 인공심장에 대한 구동이 각각 독립적으로 이루어 진다. 즉, 좌우 인공심실에 각각의 구동관이 따로 나와 있어 일 박출량과 박동수등을 독립적으로 조절할 수 있는데, 전기식의 경우 에너지 변환장치가 하나밖에 없으므로 이것을 좌우심장이 공유하도록하기 위해서는 좌우심실의 체적변화가 서로 연관될 수 밖에 없다(volumetrically coupled). 다시말하면, 좌우 인공심실과 에너지 변환장치는 딱딱한 외벽속의 밀폐된 공간 안에 위치하고 있기 때문에 우심실을 박출하기 위해 에너지 변환장치가 제공한 인공심장내의 체적 변화는 필연적으로 동일한 체적 만큼의 좌심실 확장을 전제로 하게 되고, 따라서 양쪽 심실의 박출량이 동일하게 될 수 밖에 없다. 문제는 좌우심실이 동일한 체적의 혈액을 박출할 경우 결과적으로는 우심실의 박출량이 약간 크게 되는데 있다. 그 이유는 첫째, 좌심실의 박출시 부하가 우심실에 비해서 5배정도 크다. 즉, 좌심실은 체순환을 위해 혈액을 평균 압력이 100(mmHg) 정도인 대동맥으로 박출하는데 비해 우심실은 약 20(mmHg) 내외의 부하를 갖는

폐동맥을 통해 폐순환으로 혈액을 박출하기 때문에 인공심장에서 사용하는 인공판막의 역류(regurgitation) 손실과 심실 외벽의 컴플라이언스(compliance)에 의한 손실등이 좌심실이 크게된다. 둘째, 생체의 해부학적인 구조상 기관지 순환(bronchial circulation)은 체순환을 하지 않고 다시 좌심방으로 되돌아 오게 되어 있어, 좌심실 출력의 일부분이 되돌아 오는 효과를 준다. 마지막으로, 때때로 우심방의 압력이 상승하여 폐동맥의 압력을 증가하게 되면 우심실의 박출과 관계없이 우심실을 관통하는 혈류가 존재하게 되어 실질적으로 우심실의 출력을 증가 시킨다.^[10] 이러한 여러가지 원인에 의해 결과적으로 우심실의 출력이 좌심실의 출력을 증가하게 되는데 이러한 현상은 매우 짧은 시간안에 폐수종(pulmonary edema)과 같은 치명적인 결과를 초래하게 되므로 인공심장의 제어에서 심각하게 고려되어야할 문제이다.

이러한 좌우심실의 박출량 불균형을 바로잡기 위해서는 인공심장의 자동제어 시스템은 다음의 두가지 기능을 수행하여야한다. 첫째, 좌우 심박출량 불균형의 정도를 적당한 범위내의 정확도로 감지할 수 있어야한다. 그림 1에서 보듯이 좌우심장과 체순환 및 폐순환계는 서로 직렬로 연결되어 있다. 즉, 좌심실에서 박출된 혈액은 체순환을 거쳐 우심방으로 돌아와 우심실에 유입되고, 우심실의 박출에 의해 다시 폐순환을 거쳐 좌심방 그리고 좌심실로 돌아와 전체 순환을 이루게 되는 것이다. 따라서 좌심실과 우심실은 서로 직렬로 연결된 두개의 펌프로 볼 수 있게 되고, 좌심실의 박출량이 우심실보다 작게 되면 결과적으로 혈액이 체순환에서 폐순환으로 이동하는 효과를 받게 되어 좌심실의 유입구에 해당하는 좌심방의 압력은 급격히 상승하는 반면 우심실의 유입구인 우심방의 압력은 하강하는 현상을 일으킨다. 실제로 좌심실의 박출량이 작은 인공심장으로 동물실험을 통해 혈액을 순환 시키면, 불과 수분안에 좌심방 압력이 상승하는 것을 관찰할 수 있다. 따라서, 좌우심방의 압력, 또는 두 심방압력의 차이를 측정하거나 추정함으로써 좌우심실의 박출량의 차이를 알수 있게된다. 둘째로는 좌우심실의 박출량의 차이를 보정할 수 있어야한다. 즉, 우심실의 박출량을 적당하게 가감할 수 있어서 좌심실의 박출량과 균형을 이루도록 하여야한다. 이러한 좌우심실의 박출량 보정을 위해 가장 보편적으로 사용하는 방법은 체적이전장치(volume

displacement chamber, VDC)를 사용하는 것이다.^[11] 이것은 밀폐된 혈액펌프내에 들어 있는 좌우 심실의 사이에 일정한 체적의 주머니를 연결하고 적당한 양의 기체(전기기계식의 경우)나 액체(전기유압식의 경우)가 두 공간 사이를 이동할 수 있도록 하여 좌우심실의 유입, 박출량간의 차이를 보상하게 하는 방식이다. 작동 효과가 확실하여 여러 연구팀에서 표준적으로 사용하고 있는 방법이지만 이식해야할 부품품이 하나 더 늘어나고, VDC의 막에 섬유성조직이 덮여 유동성(flexibility)이 줄어들거나, VDC의 내용물인 기체나 액체가 장기간 사용시 손실되므로 체외로 부터 정기적으로 VDC내의 압력 변화를 점검하여 재주입하는 등의 문제가 있어 완벽한 해결책으로 볼 수 없다. 두번째로, 가장 간단한 방법으로 양 심방간을 일정한 크기의 관으로 연결하여(inter atrial shunt, IAS) 인공적으로 심방중격결손(atrial septal defect, ASD)을 만드는 방법이 있다.^[12] 좌우 심실간의 박출량 차이로 인해 생긴 혈액의 이동으로 좌우심방의 압력 차이가 생기면, IAS를 통해 압력이 높은 쪽에서 낮은 쪽으로 혈액이 이동하게 되어 자동적으로 균형이 잡히게 되는 방법이다. 적당한 연결관의 크기를 결정하는 것과 이 관이 혈전등으로 막히지 않도록 유지하는 문제, 그리고 정맥혈인 우심방 혈액이 좌심방으로 유입되어 혈액의 산소 포화도를 낮추는 문제등이 해결되어야 하지만 가장 간단한 방법으로 손쉽게 균형을 이룰 수 있다는 장점이 있다. 필자들이 개발하고 있는 한국형 인공심장의 경우 에너지 변환 장치인 작동기와 혈액 주머니가 접촉하는 단면적이 작동기의 위치에 따라 달라지는 고유한 특성을 이용하여 체적변환 장치를 사용하지 않고 좌우 박출량의 균형을 이루는 독창적인 방법을 사용하고 있다.^[13]

셋째, 안정되고, 신뢰성 있는, 그리고 효율적인 동작을 보장해야한다.^[14]

인공심장은 이식되어 작동을 시작하는 순간부터 환자의 생명을 유지하고 있는 장치가 되므로 무엇보다도 안정되고 신뢰성있는 작동이 요구된다. 따라서 혈액펌프나 에너지 변환장치와 같은 기계적인 부분은 물론이지만, 전자적인 부분인 자동제어 장치도 세심한 주의를 요구한다. 아마 공학적인 시스템 개발에 있어서 인공심장보다 더 엄격한 조건이 주어진 경우는 없을 것이다. 따라서 제어장치 및 기타 전자 장치의 설계 및 개발에 있어서는 철저한 신뢰성 분석이 선행되어야한다. 하드웨어의 견실한 설계는 물론이고

소프트웨어의 확인(verification and validation) 작업이 필수적으로 요구된다. 이러한 모든 조치들은 결국 최종적으로 완성된 시스템 단계에서 이루어지는 엄격한 신뢰성 시험(reliability test)을 통해 재차 검증되어야 하는데 이러한 시험에서는 개발된 모든 시스템을 생체내의 작동 환경과 최대한 유사하게 만든 모의 순환장치(mock circulation system)에서 일정 기간동안 연속 작동을 시켜 이상 유무를 감시하게 된다. 작동 기간 및 작동 시스템수, 허용가능한 실패 시스템의 수등은 주어진 신뢰성 한계와 통계 모델에 따라 결정된다.

한편, 인공심장 시스템의 효율은 여러가지 측면에서 매우 중요한 의미를 갖는다. 우선 전기식 인공심장의 작동에 필요한 전기 에너지가 체외로 부터 전송되기 때문에 가능한한 소모 전력을 줄임으로써 무선 에너지 전송 시스템의 부담을 줄일 뿐 아니라, 체내 축전지의 크기나 무게의 감소 및 사용 기간의 연장등을 이룰 수 있다. 자동제어에 있어서 인공심장의 효율적인 작동과 관련되어 생각할 수 있는 가장 중요한 주제는 전동기의 효율적 운전이다. 즉, 대부분의 시스템에서 전동기의 정역전이 필요하게 되는데, 이 경우 전동기의 가속 및 감속 형태에 따라 전체 시스템의 효율이 달라지게 되므로 효율을 최대화하는 최적의 회전 속도 형태(velocity profile)를 구하는 것이 필요하다. 이러한 최적의 속도 형태를 따르지 않는 경우 효율의 감소는 물론이고 전동기의 정역전에 따르는 관성효과(inertial effect)가 주변 조직의 괴사를 초래할 수도 있다. 일반적으로 부하의 크기가 일정하거나 무시할 만할 때에는 전동기의 속도 형태가 2차함수의 형태로 주어지면 효율면에서 가장 최적이지만 인공심장의 경우 부하의 크기 및 형태가 시변함수(time-varying)이기 때문에 특별한 형태의 가속이 요구된다.^[15]

이상과 같은 여러가지 조건을 고려한 인공심장 자동제어 시스템은 그림 4와 같이 나타낼 수 있다. 중요한 점은 전술한 바와 같이 자동제어에 필요한 생리 변수들을 가능한한 센서를 사용하여 직접 측정하지 않고 에너지 변환 시스템을 구동하는 전동기의 작동 상태 즉, 전동기의 입력 전류 파형이나 회전 속도 변화등으로 부터 간접적으로 추정함으로써 전체 제어 시스템을 간단하면서도 높은 신뢰성을 갖도록 구성하는 것이다. 현재 미국에서 동 분야의 연구 개발에서 가장 앞서 가고 있는 펜실바니아 주립대학 과 유타대

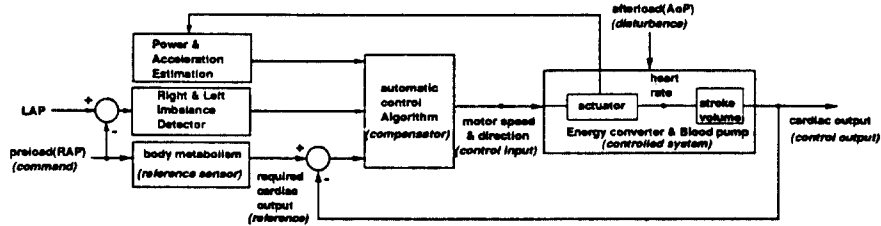


그림 4. 완전 인공심장의 자동 제어 시스템. 세가지 필수 제어 요건이 생체의 요구에 따르는 심박출량 조절, 좌우 심실 박출량의 균형, 그리고 효율적이고 안정된 작동등이 각각 다른 경로를 통해 자동제어 알고리즘에 포함되고 있다.

학의 연구팀이 개발한 시스템과 필자가 속한 연구팀이 국내에서 개발한 시스템의 특징을 간단히 비교하여 보면 다음의 표 2와 같다.

표 2. 세 연구기관에서 개발중인 완전 이식형 인공심장의 비교

연구기관	혈액펌프 및 에너지변환시스템	제어제어 알고리즘
덴마크나주립대학	주머니 (sac type)형 인공심실 계속, 고평오르 전동기 전기기계식 플러스트류, 밀반	우부하(대용적혈량)에 민감한 심박출량 제어(전동기 전류로부터 우부하 추정) VTC를 이용한 좌우 박출량 균형 최고가속도를 최소화하는 속도프로필 Intel 8596
유리대학	막벽(membrane type) 인공심실 고속, 고평오르 전동기 전기기계식 축류펌프(axial flow pump)	전부하(우심장압)에 민감한 심박출량 제어(두개의 압력센서) IAS를 이용한 좌우 박출량 균형 전동기 속도프로필 설정 Motorola 6811
서울대학	주머니형 인공심실 중속, 고평오르 전동기 전기기계식 기어, 테프론 베너런	전부하(우심장압)에 민감한 심박출량 제어 좌우박출량 제어를 위한 특별한 장치가 필요하지 않음 (전동기 전류로부터 우심장압 및 좌우심장압 차이를 추정하고 직류기 특성으로 좌우박출량 차이를 보정) 최소화율 최소화하는 속도프로필 Intel 87196

2) 무선 에너지 및 정보 전송 시스템¹⁶⁾

무선 에너지 및 정보 전송 (Transcutaneous Energy and Information Transmission, TEIT)

시스템은 전기식 인공심장이면 용량(전송 에너지 용량, 전송 정보 속도 및 프로토콜)만 적합하면, 그 동작원리나 형태에 관계없이 어떤 시스템에서도 사용할 수 있는 부분품이다. 따라서 앞으로 성능이 우수한 한가지 모델이 모든 전기식 인공심장의 에너지 및 정보 전송을 위해 사용될 가능성도 크다.

무선 에너지 전송 시스템은 체외의 1차 코일을 교류 신호로 구동하고 체내의 2차 코일에 유기된 교류 신호를 정류하여 안정된 직류 전압을 만드는 시스템

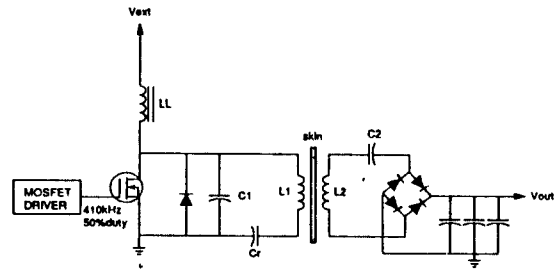


그림 5. 필자가 속한 연구팀이 개발한 무선 에너지 전송 시스템의 회로도. L1과 L2가 각각 체외 1차 코일과 체내 2차 코일을 나타낸다.

이다. 그림 5는 필자들의 연구팀이 개발한 무선 에너지 전송 시스템의 회로도이다. 먼저 체외의 직류전원으로부터 1차코일을 구동할 안정된 교류신호를 만들기 위하여 class-E 인버터를 사용하였다. 이것은 제로전압 스위칭 방식으로 95% 이상의 효율을 갖도록 설계할 수 있으며, MOSFET 를 사용한 스위칭 주파수는 약 410kHz 이다. 전송 효율을 극대화하기 위하여 입력신호에 대한 반사 신호의 비로 표시되는 S-파라미터의 원리를 사용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 최소 반사신호와 최대 입사신호의 조건을 만족하는 공진회로를 구성하였다. 2차측에서는 공진회로의 출력을 다이오드와 정전용량을 사용한 정류회로를 통해 직류전압을 얻도록 구성하였다. 필자들의 연구팀이 개발한 시스템의 경우 코일의 최외각 직경은 1차측이 5.8cm 2차측이 5.3cm 이며, 고주파에서의 코일 저항을 낮추기 위하여 리츠선(Litz wire) 를 사용하였다. 개를 이용한 동물실험에서 흉곽 중심부의 피부 1cm 두께 밑의 내피에 2차 코일을 이식하고 출력 특성을 조사하기 위하여 2차측의 정류된 출력을 다른쪽 피부를 관통하여 다시 체외로 끌어 내었다.

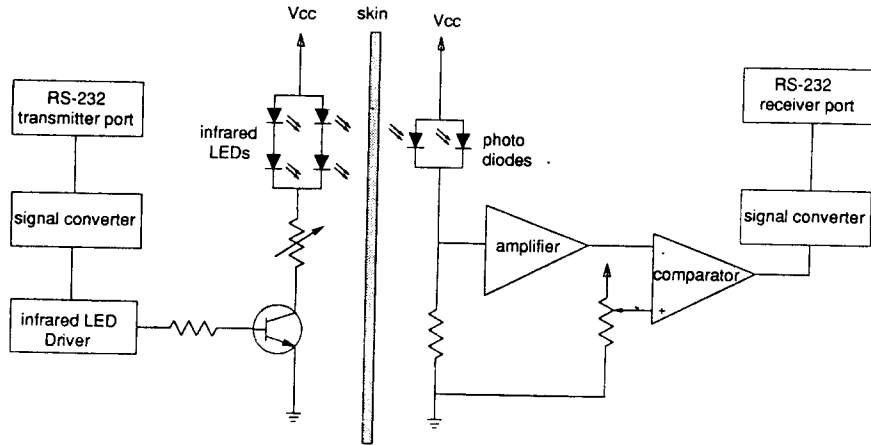


그림 6. 필자가 속한 연구팀이 개발한 무선 정보 전송 시스템의 구성도. 그림에 나와 있는 부분은 한쪽 방향으로의 전송을 위한 회로로서 실제로는 두개의 전송회로를 서로 반대 방향으로 결합시킨 양방향 전송 시스템이 사용된다.

수술 부위의 상처가 아문뒤에 무선 에너지 전송 시스템의 2차측 출력으로 모의 순환 장치에 연결된 인공심장 시스템을 구동하였다. 인공심장이 평균적인 출력을 내고 있을 때, 전송 전력은 평균 30 - 50 Watt 이었고, 전체 전송 시스템의 효율은 78% 이상 이었다. 최대 전송 출력은 90Watt였고 이때의 효율은 57%로 측정되었다. 1시간 이상의 연속 구동뒤에 이식된 코일 주변의 온도 상승을 측정한 결과 주변의 생체 조직내의 온도와의 차이가 섭씨 2도 미만으로 유지되었음을 확인할 수 있었다.

무선정보 전송 시스템으로는 에너지 전송과 같은 자기유도 방식이나 광소자를 이용한 광통신 방식이 사용되고 있다. 자기유도 방식중에는 체외에서 체내로 들어가는 방향에는 주파수천이(Frequency Shift Key)를 이용하여 변조된 디지털 신호를 에너지 전송용 코일에 함께 실어보내고, 밖으로 나오는 방향으로 는 이보다 더 높은 주파수 대역에서의 주파수 변조(Frequency Modulation, FM) 를 이용한 통신방식이 활용되고 있다. 이러한 자기 유도 방식이 무선 통신 기기를 비롯한 각종 전자 기기와의 상호 간섭 및 기타 전자 잡음에 의한 문제점을 안고 있어서, 근적외 발광 다이오드 (Infra-Red Emitting Diode, IRED) 와 광다이오드 (Photo Diode, PD) 쌍을 이용하여 피부를 투과하는 근적외광을 이용한 광통신방식이 많이 시도되고 있다. 그림 6 은 필자들의 연구

팀이 개발한 인공심장용 무선정보 전달 장치의 구성도이다. 송신부로부터 디지털 신호를 전달받아 신호 변환 회로, IRED 구동회로, IRED 쌍을 거쳐 광신호로 변환 시키고 피부를 투과한 광신호는 PD, PD 구동회로, 비교기, 논리 조절회로, 신호 마스킹 회로 등을 거쳐 다시 전기신호로 재생된다. 송수신되는 신호는 RS-232 통신규약을 따르며, 반 이중(half duplex) 통신방식에, 전송속도는 4800 bps(bits per second)로 설정되어 있다. 실험용 동물에서 채취한 적당한 두께의 피부 조각을 이용한 실험에서 통신 오류 발생률이 1.95×10^{-7} (per character) 이하임을 확인하였다.

Ⅲ. 결 론

이상에서 현재 미국을 중심으로 전세계적으로 연구가 진행되고 있는 완전 이식형 인공심장에 관해 전자공학적인 관심을 중심으로 살펴 보았다.

1. 인공심장의 상품화와 시장성

미국의 경우 심혈관계의 질환(cardiovascular disease)으로 해마다 약 100만명의(1986년 Kidder-Peabody Estimate) 환자가 목숨을 잃어 가장 높은

사망률을 보이고 있으며, 추정 기관의 보고서 마다 차이는 보이고 있지만 최소의 수치를 보이고 있는 NIH 와 의학회(Institute of Medicine) 의 추정도 연간 약 35,000명 이상이 장기적인 기계적 순환 보조 장치(long-term mechanical circulatory support system)의 도움을 받아야할 대상으로 보고 있다. 현재 완전 이식형 인공심장 시스템의 예상가격이 시스템당 약 \$50,000 정도로 보고 있으므로, 미국내의 시장만 연간 \$1,750,000,000 정도가 된다.¹²⁾

현재로부터 인공심장이 본격적으로 사용될 2000년대 초반, 그리고 새로운 기술에 의해 기계적인 인공심장이 더 이상 사용되지 않을 것으로 예상되는 2050년 까지의 시장 예측에는 여러가지 요인들을 고려해야 하지만, 대부분의 분석이 이보다 큰 규모의 시장을 예측하고 있다. NIH에 의해 완전 이식형 인공심장보다 더 일찍 더 큰 규모의 연구자금이 투입된 심실보조장치의 경우 지난 1994년 10월에 미국의 FDA(Food and Drug Administration)로 부터 상품화를 위한 최종허가인 PMA(Pre Marketing Approval)을 받아낸 Thermo-Cardio Systems Inc.의 Heart Mate 시스템은 비록 공압식이기는 하지만 이 분야에서 최초로 완전 상품화에 성공한 사례가 되었다. 이제 이러한 시스템은 미국내는 물론 우리나라를 비롯한 전세계의 병원으로 경쟁 대상이 없이 팔려나가게 될것이고 의료기기의 성격상 일단 시장을 선점한 제품에 의한 장기간의 시장독점이 예상된다. 우리나라에서도 정확한 통계는 없지만 신진국 진입과 함께 심혈관계통 질환 환자의 수가 급증하고 있으며, 이에 따라 인공심장과 같은 기계적 순환 보조 장치에 대한 수요가 상당할 것으로 기대된다. 특별히 전자산업 분야에 있어 세계적인 기술 수준을 보유하고 있는 우리나라에서 향후 전자산업의 막대한 시장으로 기대되는 의료기기 시장과 그중에서도 아직까지 시장형성이나 기술 개발면에서 초기 단계에 있는 인공심장과 같은 기계적 순환 보조장치 개발에 대한 투자가 요청되는 현실이다.

2. 향후 인공심장 연구의 동향

현재 미국, 일본을 비롯한 전세계의 인공심장 연구팀이 개발하고 있는 인공심장 시스템을 분석해보면 전자공학적인 기술을 사용한 제어 및 전력 시스템을 제외한 혈액펌프와 에너지 변환 시스템의 경우 대부분 70년대와 그 이전의 기술을 사용하고 있는 것이

현실이다. 즉, 펌프의 형태나 기계적인 메카니즘등이 이미 오래전에 개발되었던 것을 인공심장에 맞도록 적당히 축소 혹은 변형하여 응용하고 있는 것이다.

그러나 이제는 90년대와 그 이후의 최신 기술이 이 분야에 응용되어야 할때이다. 이러한 신 기술의 응용으로 우리가 기대할 수 있는 것은 인공심장 개발에 있어서 가장 중요한 두가지 요소인 효율과 신뢰성의 향상인 것이다. 이미 미국에서는 전술한 바와 같이 NIH 가 새롭게 시작하는 차세대 인공심장이라할 수 있는 혁신적인 심실보조장치(IVAS) 개발 프로젝트가 시작되는 1995년 가을부터는 이러한 개념이 적용되는 문자 그대로 혁신적인 시스템이 등장할 것으로 기대된다. 현시점에서 예상할 수 있는 특징적인 변화중의 하나로 자기 부상 시스템(magnetically suspended system)의 등장을 들 수 있다. 이미 자기베어링(magnetic bearing)이라는 이름으로 여러 분야에서 활용되고 있는 이러한 기술에서는 영구자석과 전자석을 적절히 응용하여 에너지 변환 시스템내의 운동부에서 생기는 기계적인 마찰을 없애므로써 효율의 증대는 물론 신뢰성의 향상을 동시에 꾀하고 있다.

특히 이러한 자기 시스템은 자기 재료의 기술 개발에 의해 더욱 높은 에너지밀도를 갖는 영구 자석이나 상온 초전도 물질등이 가능하게 되면 전체 시스템의 크기를 상당히 줄일 수도 있어서 더욱 기대가 크다. 20세기의 인류 기술을 인도하고 있는 전자공학 분야에서 아직도 실용화되고 있지 못하는 인공심장 개발에 대한 관심과 참여가 증진되어 세계 최초로 상품화된 완전 이식형 인공심장이 국내에서 개발되어질 날을 기대해 본다.

參 考 文 獻

- [1] K. Smith, D. Olsen, C. Hansen, P. Khanwilkar, P. Diegel, and G. Bearnson, "The Utah Total Artificial Heart," Biomedical Science and Technology 1, pp.84-89, 1992.
- [2] P.S. Khanwilkar and Don B. Olsen, "Future prospects for a totally implantable artificial heart," Cardiac Surgery:State of the art reviews, Hanley

- & Belfus, Inc., Philadelphia, Vol. 7, No. 2, pp.457-470, 1993.
- [3] C.S. Kwan-Gett, M.J. Crosby, A. Schoenberg, S.C. Jacobsen, and W.J. Kolff, "Control systems for artificial hearts." *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, vol. 14, pp.284-290, 1968.
- [4] NIH, "Innovative ventricular assist system (IVAS)," RFP NHLBI-HV-94-25
- [5] S.G. Kovacs, D.G. Reynolds, P.P. McKeown, P.G. Augereau, J.A. Wasselle, L.E. Ondrovic, and M. Aiba, "A magnetically actuated left ventricular assist device," *Am Soc Artif Intern Organs Journal*, vol. 38, pp.38-46, 1992.
- [6] H.C. Kim, P.S. Khanwilkar, K.C. Crump, K.D. Smith, G.B. Bearnson, and Don B. Olsen, "Development of an automatic control algorithm for the electrohydraulic total artificial heart without transducer," *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, vol. 37, pp.M501-M503, 1991.
- [7] A.J. Snyder, G. Rosenberg, D.L. Landis, W. Weiss, and W.S. Pierce, "Introductory lecture on control," Presented at the Second World Symposium on the Artificial Heart, pp. 168-190, July 3, 1984.
- [8] B.C. McInnis, J.C. Wang, and G.C. Goodwin, "Adaptive control system for the artificial heart," *IEEE Frontiers of Engineering in Health Care*, pp. 121-124, 1982.
- [9] S. Takatani, T. Tanaka, and T. Nakatani, "Development of hemoglobin oxygen optical sensors for automatic control of artificial heart output," *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, vol. 31, pp.45-49, 1985.
- [10] J.W. Long, P.S. Khanwilkar, K.R. Crump, G.M. Pantalos, M. Kinoshita, H.C. Kim, and D.B. Olsen, "Right-left ventricular balance in implanted electrically powered artificial heart," *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, vol. 36, pp.M287-M290, 1990.
- [11] G. Rosenberg, A.J. Snyder, D.L. Landis, W.S. Pierce, S.L. Greathouse, A.H. Ostroff, and D.B. Geselowitz, "An electric motor driven total artificial heart," *IEEE Frontiers of Engineering in Health Care*, pp.111-116, 1982.
- [12] D.B. Olsen, R.K. White, J.W. Long, and P.S. Khanwilkar, "Right-left ventricular output balance in the totally implantable artificial heart," *Int J Artif Organs*, vol. 14, pp.359-364, 1991.
- [13] H.C. Kim and B.G. Min, "Cardiac output regulation in the moving actuator total artificial heart without a compliance chamber," *Am Soc Artif Intern Organs Journal*, vol. 38, pp.846-850, 1992.
- [14] H.C. Kim, P.S. Khanwilkar, J.W. Long, and D.B. Olsen, "Adaptive full-ejection point detection for automatic control of the electrohydraulic total artificial heart," *Am Soc Artif Intern Organs Journal*, vol.39, pp.899-903, 1993.
- [15] 김 희 찬, "전동기 구동형 완전 인공심장의 자동제어에 관한 연구" 서울대학교 박사학위 논문, 1989.
- [16] J.M. Ahn, D.W. Kang, H.C. Kim, and B.G. Min, "In vivo performance evaluation of a transcutaneous energy and information transmission system for the total artificial heart," *Am Soc Artif Intern Organs Journal*, vol. 39, pp.M208-M212, 1993.

筆者紹介



金 喜 贊

1978年 ~ 1984年 서울대학교 공과대학 전자공학과 공학사 및 공학석사
 1984年 ~ 1989年 서울대학교 공과대학 제어계측공학과 공학박사
 1991年 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 조교수



閔 丙 九

1961年 ~ 1965年 서울대학교 공과대학 전기공학과 공학사
 1969年 ~ 1972年 미국 Rutgers University 공학석사 및 공학박사
 1978年 ~ 현재 서울대학교 의과대학 의공학교실 교수