

人工臟器

閔丙九, 金喜贊

(正會員)

서울대학교 醫科大學 醫工學教室

I. 序 論

옛부터 사지의 결손에는 의수나 의족을 사용하여 그 기능을 대신하였으며, 또한 굴절이상에 의한 시력장애에는 안경으로, 난청에는 보청기로 정상기능의 유지에 노력해 왔다. 이들은 생체의 내부환경에 직접적인 영향을 주지 않는 방법으로 그 기능을 보충해 주는 것으로 비교적 쉽게 이행되어 왔다. 그러나 생체 내부의 환경에 직결하는 장기나 조직의 기능을 인공적으로 보완하는 것은 너무나 어려운 일이었다고 19세기부터 20세기에 걸친 의학분야에서 하나의 꿈에 불과했다.

그러나 20세기를 불과 14년을 남겨둔 현대의 고분자 화학이나 메카트로닉스(mechatronics), 마이크로 일렉트로닉스(micro-electronics), 그리고 세포 배양이나 세포융합등의 바이오 테크놀로지(biotechnology)의 진보는 놀라운 것이어서 앞으로 생체장기 이상의 훌륭한 인공장기를 만들어 낼 가능성이 충분하다 할 수 있다. 바야흐로 21세기는 인공장기의 시대가 도래할지도 모르는 일이다.

돌이켜보면 해부학, 생리학, 병리학, 약리학, 면역학 등 기초의학이 진보하고 지금까지의 임상의학의 귀중한 경험을 토대로 근대 의학은 급속한 발전을 이루었다. 항생물질은 감염증을 극복하고 수혈, 마취 혹은 수술의 진보는 자연 치유력에만 의존하고 있었던 종래의 의학을 비약적으로 진전시키고 인류의 구명(救命)에 크게 공헌하게 되었다. 이들 의학의 발전을 지탱해 온 요인들 중에 기초의학의 진보를 중적인 실이라 말한다면 획기적인 실은 의학과 공학, 물리, 화학 혹은 생물의 혼혈 과학기술이라 말할 수 있을 것이다. 이것을 바이오 메디칼 엔지니어링(biomedical engineering)과 바이오 테크놀로지(biotechnology)라고 대별(大別)하여 부른다면 이 분야의 발전은 앞으로 21세기 의학의 막을 올리는 2大 원동력이라 할 수 있을 것이다.

인공장기의 연구개발은 바로 이들 양자의 은혜를 완전히 향수한 전형적인 분야라 할 수 있다.

선택적으로-대상물을 흡착하는 소재, 효소 고정화된 전극이나 센서, 생체기능을 할 수 있는 초LSI, 적응성을 가진 제어소자, 중간 메카니즘(mechanism)을 필요로 하지 않는 고분자 액츄에이터(actuator), 대상이 되는 세포를 자유로 배양, 증식시키고 혹은 융합시키는 바이오소재(bio-material) 등 인공장기의 금후의 전개는 biomedical engineering과 bio-material 양자를 필요로 하는 하는 종합기술의 성과에 달려있다고 할 수 있다.

자연치유에 의존하지 않고, 절망적인 장기를 근본적으로 치환하여 목숨을 구하는 의료기술 중 대상이 되는 장기와 똑같은 생물학적 장기로 그 기능을 대신하도록 하는 '장기이식'이 있고 인공기술로 개발한 기계로 장기의 기능을 전환시키는 '인공장기'가 있다. 인공장기의 가능성을 생각할 때 장기이식과의 비교는 필수적인 과정일 것이다. 인공장기와 장기이식의 역사를 살펴보면 표 1 과 같다. 인공장기의 임상예의 응용을 1930~40년경이라 한다면 매 10년마다 각종의 인공장기가 개발되었고, 동물실험이 행해져 임상예 응용되어 온 점은 주목할 만하다. 장기이식과 인공장기를 비교해보면 장기이식쪽이 인공장기에 비해 10~20년 앞서 임상예 응용되고 있는 것은 지극히 의미가 깊다고 할 수 있다.

현 시점에서 볼 때 장기이식쪽이 인공장기에 비해 비교가 안될만큼 우수하지만, 제공자(donor)의 장기를 입수하는데 어려움이 장기이식의 커다란 장애가 되고 있다. 그러나 만일 앞으로 인공장기의 뛰어난 점들을 완성시킨다면 환자는 언제 어디서나 누구라도 이용할 수 있다고 하는 점에서 인공장기의 장점이 있고 바로 이점에서 인공장기의 완성을 이루기 위한 노력을

거듭하고 있는 것이다. 1986년 현시점에서 이미 인공 안구, 인공폐장, 좌심실 보조장치, 인공혈액등은 임상 에 응용이 시도되고 있고, 다음 세대의 인공장기로 보 조간장이나 혈장교환은 널리 임상에 응용되고, 완전인 공심장, 인공 중이(中耳)도 또한 임상에의가 시도되고 있다. 또한 인공시각 및 청각도 인체응용이 시도되고 있으며 하이브리드 인공간장, 내장형 인공신장 및 내 장형 완전인공심장은 세계의 첨단연구소에서 동물실험 및 임상적응을 시도하고 있다. 마지막으로 인공자궁은 자궁의 기능이 아직 명확히 밝혀지지 않고 있는 현 상에서는 아직 개념적 단계에 머물고 있다고 할 수 있 다. 극단적으로 말하면 뇌, 위 및 폐장을 제외한 내분 비 기관을 제외한 거의 모든 생체 내의 장기의 기능을 대행하는 인공장기를 생각할 수 있다고 할 수 있다.

따라서 인공장기의 과거, 현재와 미래를 살펴보고 이 에 따른 우리의 연구방향을 설정하는 것은 매우 중요 한 의미를 갖는다 할 것이다.

II. 본 론

1. 인공심폐

인공심폐장치(pump-oxgenator, artificial heart-lung machine)는 문자 그대로 인공의 “심장”과 “폐”로서 생 체의 순환과 호흡을 대행하는 장치이다. 1953년 Gibbon 이 인공심폐를 이용하여 처음으로 개심술을 성공한 이 래 30여년동안 인공 심폐장치는 비약적인 진보를 이루 어, 현재의 개심술 보조수단으로 안전하고 확실한 필 수불가한 장치가 되었다. 최근에 들어서는 장시간의 체 외순환 연구로 이루어져 인공의 심장부분은 ‘보조심장’ 과 ‘완전인공심장’으로, 인공폐는 ECMO(extra cor-poreal membrane oxgenator), ECLA(extra cor-poreal lung assist)로 발전하여 임상응용이 본격적 으로 행해지는 단계에 있다. 인공심폐장치는 인공폐와 혈액펌프의 두가지 주요 구성부분과 기타 부속 장치로 이루어져 있다.

(1) 인공폐

인공폐는 생체 밖으로 노출된 정맥피의 탄산가스를 제거하며 동시에 산산화(oxgenation)를 행하는 부분 인데, 생체의 폐에서 행해지는 가스교환 기능을 대행 하게 된다. 이때까지 여러 종류와 모양의 인공폐가 개 발되어 왔으며, 혈액과 가스의 접촉방식에 따라 대개 두가지로 나눌 수 있다. 직접 혈액과 가스가 접촉하는 direct blood-gas interface와 매개 물질을 개입시켜 양자를 접촉시키는 indirect blood-gas interface 방 식이 있다. 전자에 해당하는 것으로 필름형 인공폐와

기포형 인공폐가 있고, 후자의 형태로는 막(膜)형 인 공폐가 있다. 필름형 인공폐의 원리는 혈액의 넓고 얇 은 층을 만들어 여기에 가스를 접촉하는 방식으로 1948 년에 Björk에 의해 처음 제안되었고 1950년 Kay와 Cross에 의해 임상에 응용된 Kay-Cross형으로 불리 는 회전원판형과 1950년 Stokes에 의한 고안과 1953 년 Gibbon에 의해 Mayo Clinic에서 사용되어 우수한 수술 실적을 올린 May-Gibbon형으로 불리는 Screen (스크린)형이 있다.

기포형 인공폐는 혈액중에 미소한 기포를 넣어 혈 액과 기포간의 가스교환을 유발시키는 방식으로 혈액 중에 섞여들어간 기포의 제거가 최대의 문제로 남아 있다가 1950년 Clark등이 소포제(消泡劑)로 실리콘 수 지를 도입하여 성공을 거두었다. 1955년에 Dewall등은 기포를 제거하는 혈액조를 사용한 인공폐를 개발하였 다. 기포형 폐가 오늘날 많이 보급된 것은 소형화가 가 능하기 때문이다.

필름형, 기포형 인공폐들은 직접 피와 가스가 접하 게 되므로 비생리적인 접촉양식으로 인한 혈구 파괴, 용혈, 미소혈전형성, 단백변성, 공기색전제포제 혼입등의 문 제가 생기게 된다. 이러한 문제들을 제거하기 위해 연 구 개발된 것이 막형 인공폐이다. 막형 인공폐에 대한 연구의 시작은 1944년에 투석용 셀로판 튜브(cello-phane tube)를 정맥피가 통과할 때 산소화가 일어나 는 것을 Kolobow등이 보고한 이후로 폴리에틸렌 튜브, 에틸셀룰로스 막, 테프론 막등 각종의 가스 투과막이 개발된 것과 관련이 있으며, 1958년 Thomas가 실리 콘러버막을 개발하여 막형폐를 실용화시키고 Landé-Edwalds폐, Kolobow폐등이 임상에 사용되기에 이르 러났다. 막형폐는 투과막의 형상에 따라 코일형, 적층형 과 모세관형등이 있다.

(2) 혈액펌프

인공폐와 함께 인공 심폐장치의 중요 구성 부분인 혈 액펌프는, 박출하는 혈액의 박동 유무에 따라 무박동 류 펌프(non-pulsatile pmp)와 박동류펌프(pulsatile-pump)의 양자로 大別된다.

혈액펌프의 개발 초기에는 생리현상에 맞추어 박동 류 펌프가 필요한 것으로 생각되어 개발되었으나 1951 년 Goodyer등, Wesolowski등의 무박동류의 안전성 에 관한 보고가 있는 후에는 단순한 롤러(roller)형이 중심이 된 무박동형이 주류를 이루고 있다. 무박동류 펌프의 대표적인 것으로 롤러펌프가 있는데, 이것은 혈 액튜브를 롤러가 회전하면서 일정한 방향으로 박출해 내는 장치로 원래는 피를 수송하는 장치로 개발되었

었다. 문헌상으로는 1924년 Beck가 최초로 고안했으며, 1933년 일본의 田代가, 1934년 DeBakey가 이러한 형태의 펌프를 발표했다.

롤러형 펌프가 오늘날에까지 주류를 이루게 된 이유는 그 기구가 단순하여 고장이 적고, 혈액과의 접촉부분이 관의 형태로 접합이 용이하고, 소형화가 가능하고, 롤러의 회전수와 혈류량의 계산이 용이하기 때문이다. 이밖에도 Cohen, Lillehei등이 사용한 sigma-motor pump, multi-finger pump 등도 무박동류 펌프에 속한다. 박동류 펌프는 대부분이 왕복운동형(reciprocating type)으로서 유입구와 유출구에 one-way valve가 혈액이 박동적으로 유출되도록 해준다.

(3) 부속기기

인공심폐장치에는 인공폐, 혈액펌프외에도 저혈조(reservoir), 기포제거기(air-trap), 열교환기(heat-exchanger), 혈액필터 등의 부속기구들이 필요하다.

Gibbon 이래 인공심폐장치가 비약적으로 진보하여 현재의 개심술보조수단으로 사용되고 있으나, 장래의 해결해야 할 문제로는 생체내로의 침해를 줄이는 문제, 소아용 장치의 개발, 안전장치 및 자동제어기술의 도입, 장시간 체외순환장치의 개발등이다.

2. 인공신장

혈액에 어떠한 처치를 행하여 병적상태를 개선하려는 생각은 최초 약물 중독에 국한되었으나, 그후 신부전에 적용되고, 간부전, 그외의 대사질환, 면역질환에 응용되어 혈액을 매체로 하는 증상의 개선과 질환의 치료에까지 그 힘을 발휘하게 되었다. 혈액정화법은 여러 가지 시점에서 분류가 가능한데 원리적으로는 투석, 여과, 흡착, 원심분리등으로 구별할 수 있고 구체적으로 각부위적인 사용 수단에 의한 분류에 의하면 혈액의 체외순환을 통해 직접적인 정화를 하는 방법으로 혈액투석(hemodialysis: HD), 혈액여과(hemofiltration; HF) 혈액흡착(hemoperfusion; HP), 그리고 혈장교환(hemopheresis) 등이 있고, 다음으로 복막을 통한 방법으로 IPD(intermitent peritoneal dialysis), CAPD(continuous peritoneal dialysis), CCPD(continuous cyclic peritoneal dialysis) 등이 있으며, 흡착제를 경구로 투여하는 소화관을 이용하는 경구적 흡착법이 있다.

보통 인공신장이라 함은 투석형의 인공신장을 나타내며, 1943년에 W, J. Koffl등에 의해 최초로 임상에 응용된 이후로 현재에는 그 응용이 보편화되어 있다. 투

석형 인공신장의 현재의 문제점과 연구대상이 되는 주제들을 살펴보면 다음과 같다.

(1) 장치

- ① 자동화(computer, program)
- ② 제어(제수, 투석액농도)
- ③ 만능형(HD, HDF, HF)
- ④ 소형화(portable, wearable, implantable)

(2) Dialyser

- ①형상(HFK etc.)
- ②품질관리(leak etc.)
- ③멸균(autoclave, radiation, etc.)

(3) 막

- ①재질(PMMA, EVA, PAN, etc.)

②막구조

③진하

④생체적합성

⑤항응고성

(4) 투석액

- ①알칼리제
- ②농도조정(sodium, cellwash)
- ③재생(흡착, 분해)
- ④분말화
- ⑤온도(hypothermia)

(5) 항응고제

- ①새로운 항응고제 개발
(FOY, FUT, prosta-glandins)

- ②무(無)헤파린화

3. 인공췌장

대부분의 당뇨병은 유효 인슐린(insulin)의 부족상태가 중요한 원인이라 할 수 있다. 인슐린은 소화흡수된 포도당이 혈액으로부터 세포내로 이동하는데 작용을 한다고 알려져 있으며, 포도당이 혈액내에 많이 흡수되면 췌장에서부터 인슐린이 분비되어 이를 신속히 처리한다. 당뇨병 환자의 경우는 유효 인슐린의 부족으로 포도당의 처리가 늦어져 높은 혈당농도를 보이고 소변으로 포도당이 손실되는 것이다. 치료방법으로는 표준 체중의 유지, 식이요법, 적절한 운동요법, 경구용 저혈당 제제의 사용 및 인슐린 주사요법등이 널리 사용되어 왔다. 종래에는 당뇨병 환자에게 1일 1회 주사로 인슐린을 공급해 주었기 때문에 혈당조절이 잘되지 않았고, 그 결과 합병증이 병발하여 환자의 수명을 단축시키곤 했다. 따라서 당뇨병을 연구하는 학자들은 환자의 혈당을 정상수준으로 유지 조절함으로써

써 합병증의 진전을 막거나, 치유가 가능하다는 것을 확인하기 위하여 당뇨병 환자에게 장시간 정상적인 혈당으로 유지시켜주는 장치의 개발을 시작하게 되었다.

1974년 Albisser 등이 처음으로 임상에 응용하기 시작한 인공췌장은 혈당연속계측기술의 진보와 혈당조절 기전의 생리학적 해명 및 기초 모델과 시뮬레이션, 치료수단인 인슐린의 발견과 제조기술의 향상등과 발맞추어 auto analyzer를 이용한 대형 인공췌장(제1세대), 소형 당센서를 이용한 bedside형 인공췌장(제2세대)이 개발되었으며 일반임상에 응용되었다. 그러나 인공췌장 개발의 소기의 목적은 장기간에 걸친 혈당치의 안전한 생리적 제어와 그 결과로 미소혈관합병증의 발병이나 진전억제에 있는 것이다. 이러한 목적으로 피이드백(feedback) 제어가 가능한 초소형 인공췌장의 개발에 대한 필요성이 대두되고 있다. 이에 따라 당센서용 초소형 침형의 센서와 인슐린 주입 캐놀라(cannula)를 이용하여 환자에게 부착시키는 식입(植込)형 인공췌장이 개발되었는데, 이 경우 계측부분인 센서는 생체 내에 위치하여 정확성, 재현성, 안정성등이 있으면서 실시간 계측이 가능하고 연속 계측이 가능한 것으로 소형화 할 수 있으며 가능한 한 비침습적인 계측이 요구된다. 제어부분에서는 생체의 특성을 파악하여 적응제어를 할 수 있는 알고리즘과 프로세서의 개발이 요구되며, 치료조작부분에서는 식입형 인슐린 주입장치의 기술 개발이 필요하게 된다.

이외에도 하이브리드(hybrid)형 인공췌장으로 diffusion chamber법, ultrafiltrate chamber법, encapsulated cells가 시험되고 있으며, 화학적인 인공췌장으로 self-regulating insulin delivery system은 혈액중에 약제를 서서히 방출해 내는 장치로서 기대를 걸고 있다.

4. 인공심장

(1) 개관

심장병은 전세계의 산업화된 국가에서는 어느곳에서든지 사망률이 높은 질병중의 하나이다. 모든 심장병은 심장의 네가지 시스템중의 하나를 손상시키게 되는데, 관상동맥, 전기자극의 전도 시스템, 심장밸브, 그리고 심장근육 자체가 그것들이다. 이중 처음 세가지에 대한 처리는 잘 개발되어 있으나, 손상을 입은 심장근육에 대한 처리는 아직 그 초보단계에 머무르고 있는 현실이다. 미국 심장학회에 따르는 심혈관계 질환으로 사망한 미국인은 1982년에만도 백만명에 이르고 있으며, 이러한 질병으로 인한 경제적 비용은 720억\$에 이르는 것으로 보고되고 있다. 국내의 경우에

도 심장질환 치유에 대한 연구 및 개발과 투자가 요구되고 있는 상황이다.

심각하게 심근의 손상을 입은 환자에 대한 치료 방법으로는 IAB(intra aortic balloon pumping)와 심실 보조장치인 VAD(ventricular assist device), 그리고 완전인공심장인 TAH(total artificial heart)등으로 분류할 수 있다.

IAB는 일시적으로 순환기능을 보조하는 장치로서 심장이 하는 일의 양을 적당히 감소시키면서 관상동맥의 혈류량을 증가시킨다. 그리고 간단한 수술로 삽입될 수 있기 때문에 많이 응용되고 있다. IAB는 원통형의 풍선(balloon)이 대퇴동맥(femoral artery)으로부터 하행 대동맥에 삽입되어 심장이 수축할 때 수축하고, 심장의 이완기에는 팽창하는 식으로 자연심장과 동기되어 동작한다. 이렇게 함으로써 자연심장의 이완기동안에 관상동맥으로 혈류의 공급을 도와주며 주변 조직 및 장기로의 동맥혈류의 흐름을 촉진시키고, 자연심장의 수축기동안 심장에 걸리는 부하(load)를 줄여준다. VAD와 TAH는 환자에게 정상적인 혈액순환기능을 유지하도록 고안되었다.

심장병의 종류나 정도, 그리고 동작이 가능한 남아 있는 심근정도에 따라 VAD와 TAH를 구별해서 사용하게 된다. 회복될 가능성을 가진 심장병환자나 영구적인 심장병이긴 하나 일부 심근 기능이 살아있는 환자는 VAD를 사용하게 되고 심근의 이상증대로 파열의 위험을 가진 환자나 회복 불가능의 환자에게는 TAH로 대체하거나 사람의 심장으로 대체한다. 또한 VAD는 질환부위에 따라 좌측, 우측, 혹은 좌우 모두의 심실기능을 보완한다. 좌심실보조장치(LVAD)의 경우 혈액은 좌심실 혹은 좌심방으로부터 대동맥으로 장치를 통해 바이패스(bypass)되고 우심실 보조장치(RVAD)의 경우에는 우심실이나 우심방으로부터 폐동맥으로 바이패스 된다. LVAD나 RVAD는 심근기능이 나빠졌을때 일시적으로 회복시키기 위한 목적으로 사용되어 왔었지만 앞으로는 영구적인 보조장치로서 사용될 것이다.

VAD는 또한 심장이식(heart transplantation)의 교량역할로서도 사용되고 있다. 이에 비해서 TAH는 자연 심장의 기능을 완전히 대체할 수 있도록 고안된 내장식 혈액펌프이다. TAH는 전체 심장을 대체하게 되므로 자체 제어시스템을 필요로 하고, 또한 내장이 가능하도록 소형이어야 하며 장시간의 신뢰성이 요구된다. 현재 내장 가능한 VAD와 TAH는 보통 최대 심박출량(cardiac output)이 10 liters/min이고, 평균압력이

120mmHg, 최대 박동수는 120 BPM이다. 또 제어기는 스탈링법칙(Frank-Starling's Law)에 따라 구동할 수 있어야 하고 박동수는 고정, 또는 가변이어야 한다. 구동에 필요한 파워는 압축가스(compressed gas)에 의한 방식이 현재로서는 가장 많이 사용되고 있으나, 전기모터를 이용하거나 솔레노이드(solenoid)를 이용한 전기기계(electro-mechanical)식이 소형화가 가능하고 동작상태나 제어면에서 전망이 밝다. 이외에도 핵에너지나 열에너지를 이용한 방식을 비롯해 수많은 종류의 구동장치들이 연구되고 있다. 이러한 연구를 수행하는 나라들로 미국, 일본, 프랑스, 독일, 이태리, 소련등을 포함해서, 아르헨티나, 오스트리아, 중공, 체코슬로바키아등에서도 이 방면의 연구에 참여하고 있는 것으로 알려지고 있다. 참고로 1985년 NHLBI (National Heart Lung Blood Institute)의 working group은 해마다 17,000에서 35,000명이 이식형 심장보조장치를 받아야 할 대상자라고 추산하고 있다.

(2) 역사

심장을 인공적인 방법으로 대체하려는 생각은 1812년에 La Gallois가 인체의 어느 기관이라도 인위적인 순환을 보장해줌으로써 살아있는 상태로 유지할 수 있음을 제안한 때로 거슬러 올라간다.

1930년에 O. S. Gibbs는 첫 인공심장을 개발하여 약리학적인 연구목적으로 개와 고양이에게 실험적으로 사용하였다. 1938년에는 Charles Lindberg와 Alexis Carrel이 개발한 인공심장이 널리 공표되었다. 1953년에 Gibbon은 처음으로 인공심폐기를 이용한 개심수술을 성공시켰고, William J. Kolff와 Tetsuzo Akutsu는 첫 인공심장 개발 프로그램을 1957년에 Cleveland Clinic에서 시작하였고, 동물의 흉곽내에 TAH를 넣어 몇 시간동안 그 기능을 대신하였다. 1958년에 Kussrow는 첫 VAD를 보고하였고 Akutsu와 Kolff는 첫 TAH 치환장치를 보고하였다. 1963년에 DeBakey는 일시적인 VAD를 사람에게 처음으로 시도하였다. 한편 Clauss등은 1961년에 Counterpulsation 기술을 이용하여 기계적인 순환보조장치를 개발하였다. 심전도에 동기된 펌프를 이용하여 심장의 수축기에 일정량의 혈액을 보충하였다가 이완기에 방출하는 방법으로 대동맥의 혈압을 낮추고 심근의 산소 요구와 공급이 향상되며, 관상동맥의 혈액공급이 증가되었으나 체외에서의 혈액의 처리상에 어려움이 있었다. Kolff의 연구팀이 Cleveland Clinic에서 1961년에 첫 IAB를 고안하였는데, Topaz와 Moulopoulos는 Counterpulsation과 Diastolic Augmentation의 개념을 조합하여, 대동맥에

풍선(balloon)을 넣는 IAB를 시도하였다. 1967년에 Kantrowitz가 처음으로 IAB를 임상에 응용하였으며 1970년대 초 Buckley등에 의해 balloon pumping의 효과가 밝혀졌다. 1963년에 NHI(National Heart Institute)는 기계적인 순환보조장치의 개발에 높은 관심을 보이기 시작했으며, Robert J. Harvey는 이에 따라 핵엔진을 개발하였으나, 신뢰성 및 안전성 때문에 더 이상의 연구가 진행되지 못했다. Artificial heart program(AHP)는 1964년에 NHI에 의해 시작되었으며, 첫째 581,000\$의 연구비를 지급한 이후 AHP의 연구비는 현재까지 전체적으로 200만\$에 달하고 있다. 1969년에 Cooley는 처음으로 일시적인 인공심장을 심장이식을 기다리는 환자에게 적용하였으나 상태가 급속히 악화되었다. Cooley는 자신의 시스템을 이 시도 이전에 24시간동안 동물에서 테스트하였으며 환자는 68시간동안 인공심장의 보조를 받았고 그 후에 심장을 이식 받았으나 끝내 숨지고 말았다.

인공심장 연구에 이정표를 세운 것은 Kolff등이 유대대학에서 1971년, 1974년, 1978년에 소에게 인공심장을 이식하여 각각 1주, 3달, 6달동안 생존시킨 것에서 비롯된다. NHI는 그들의 첫 임상시도를 일시적인 LVAD로 1975년에 허락했으며 이 LVAD는 개심술후에 정상의 심기능을 회복할 수 없는 환자에 대해 일시적으로 사용되었다.

1977년에 Swiss(스위스)의 Zürich에서 Turina등이 최초로 사람에게 있어서 양쪽 심실에 대한 VAD를 시도하여 네명중 두명이 오랫동안 생존하였다. Cooley는 Houston에서 1980년에 첫번째와 비슷한 환경의 환자에게 두번째 인공심장을 이식했다. 그는 Akutsu의 인공심장을 이용했으나 뒤이은 심장이식후 환자는 다시 깨어나지 못했다. 1982년 DeVries는 최초의 연구용 인공심장을 Barney Clark에게 이식하여 112일을 살았는데, 이것은 인공심장의 연구에 결정적인 발전의 계기를 이루었다. 1985년 현재, 아홉명의 환자가 인공심장을 달고 있는데, 그중 가장 오랜 생존자인 Schroeder는 퇴원하여 자신의 아파트에서 살고 있으며 이미 일년 반이상을 인공심장의 혜택을 받고 있는 것이다.

(3) 연구 방향

심장보조장치들은 환자들의 처치에 성공적으로 사용되고 있으나 현재로서는 일시적인 IAB와 VAD엔 국한되어 있으며 이런 종류의 치료들의 발전은 인공심장과 VAD장치들의 개발에 깊게 연관되어 있다. 한편 이러한 장치들의 개발은 더욱 진보된 기술, 특별히 생체 재료와 이식형 에너지원, 그리고 시스템의 신뢰성

(reliability)과 관련되어 진다.

앞으로 남은 연구과제들은

① 이식된 장치가 주변환경에 잘 맞도록 하는 해부학적인 모델 연구,

② 개선된 에너지원(energy source)에 관한 연구로서 체온하에서 최적으로 동작하며, 그 저장능력을 쉽게 검사할 수 있는 것이어야 한다.

③ 재질과 생체내의 환경간의 상호작용 및 이식된 재질의 수명을 결정짓기 위한 연구

④ 수혜자의 대사적(metabolic)요구에 잘 부합할 수 있도록 하는 제어장치의 디자인

⑤ 최대한 비관혈적인 방법으로 능력(performance)을 관찰할 수 있는 장치에 대한 연구

⑥ 훌륭한 자질과 의욕을 갖춘 의공학 연구요원을 위한 교육 및 훈련 등이라 할 수 있다.

5. 인공귀

(1) 인공내이(內耳)

1957년 Djourno와 Eyries는 내이성(內耳性) 청각장애 환자의 와우신경(蝸牛神經: 달팽이관신경)에 전극을 심어, 전기적인 청각을 유발시키는데 성공하였다. 그 이후로 Simons(1966), Michelson(1971), House(1973) 등이 같은 형태의 실험을 실시하였다. 달팽이관 전기자극이 내이성 청각장애자의 청각의 복구(rehabilitation)에 유력한 보조수단으로 인식되고 있다. 1970년대, 구미와 오스트레일리아의 십수개 연구소에서 이미 정력적인 연구가 전개되어 실용화가 시도되었으며 1980년 이래로 달팽이관내의 전극삽입(cochlear implantation)의 인체 응용이 급속화되어 전세계적으로 800명 이상의 청각장애 환자들이 혜택을 받고 있다.

(2) 인공중이(中耳)

인공중이에 관해서는 1970년대까지는 시험적인 연구만이 진행되었는데 당시의 관련분야 기술로는 실용화에 어려움이 있었다. 현재 개발되고 있는 인공중이중에는 진동자를 직접 이소골(耳小骨)에 연결하여 구동하는 직접구동방식이 있는데, 압전 세라믹 소자를 bimorph 형태로 사용하는 것이 개발되고 있다.

이후로 전극의 개량, 신호처리법의 발전, 청각능력 훈련 프로그램의 충실등을 기한다면, 청각장애자들의 회화에 어려움이 없어지는 꿈이 실현될 날도 멀지 않을 것이다.

6. 인공간장

인공심장이나 인공신장과는 달리, 복잡하고 여러가

표 1. 인공장기와 장기이식의 발전역사

연구개시	현 상	인 공 장 기	장기이식
1950년이전	확 립	콘택트렌즈 치과재료 인공골(骨)	혈액(수혈) 피부 각막
1950~1960년	만족한 응용	인공심폐 페이스메이커 인공밸브 인공혈관 인공관절	신장 골수
1960~1970년	일반적응용	인공신장 IAB(Intra-aortic balloon pumping) 인공식도	심장
1970~1980년	임상연구	인공안구 인공채장 착심실보조심장 ECMO (extracorporeal membrane oxygenation) 인공혈액 인공자극장치	간장 폐 채장
1980년	동물실험	완전인공심장 세소(細小)인공혈관 내장형인공폐 인공기관(氣管) 인공중이 인공비뇨생식기 보조간장 혈장교환	기타내분비 장기
1990년~	실험적단계	인공간장 인공시각 인공청각 내장형인공신장 내장형완전인공심장	심근 근육
2000년	개념적단계	인공자궁	뇌(실험적) 의 일부

지의 대사기능을 가진 간장의 기능을 대신하는 인공간장의 실험은 인류의 꿈이지만, 일시적으로 간기능을 보조해 주는 장치가 최근 간부전(肝不全) 치료에 응용되고 있다. 간기능을 대신하는 보조목적의 인공간장은 이미 1950년대에 개념이 확립되었고 인공신장의 영역에서 셀룰로스막을 이용한 혈액투석의 임상응용이 행

해지고, 혈액투석과 함께 암모니아의 제거도 가능해져서 간부전시 높은 암모니아혈증의 임상에 응용되었다.

인공간보조법은 살아있는 간세포 조직의 이용 여부에 따라 생물학적과 비생물학적(기계적) 두가지로 大別되며, 이들의 혼성적인 형태인 하이브리드형으로 분류되기도 한다.

생물학적인 방법에는 체외간관류법, 간 슬라이스(slice)의 이용, 유리 간세포의 이용, 간세포 효소계의 bioreactor를 혈액과 접촉시켜 물질대사를 일으키게 하는 방법으로 인간과 다른 종과의 면역학적인 문제와 사용되는 간 소재의 확보, 기능의 장시간 유지방법, 효과적인 물질대사를 이루게 하는 시스템의 개발등이 생물학적 인공간장의 중요한 요소이다.

비교적 역사가 오래된 비생물학적(기계적) 인공간장은 1914년 Abel 등의 막을 이용한 혈액투석을 시점으로 하여, 1958년 Shechter의 양이온 교환수지로 암모니아 제거방식을 임상에 적용함으로써 발전되어 왔는데, 막을 이용한 혈액의 투석, 여과, 흡착제로의 혈액관류, 막을 흡착제로 이용한 혈장관류 등이 있으며, 생물학적 방법과의 중간단계로 혈장교환, 교환수혈, 저체온하의 인공혈액을 사용한 전 혈액교환, 고정화 산소법등이 있다. 급성간부전의 경우, 단기간의 간기능보조로 회복이 기대되는 경우등에 있어서 다른 치료법이 효과를 보지 못하는 경우 적용될 수 있다.

Ⅲ. 結 論

이상에서 몇가지 중요한 인공장기의 역사 및 현상과 앞으로의 연구과제들을 서술하였다. 인공장기에는 장

기이식에 비해 많은 잇점이 있다. 그러나 생체의 장기와 똑같은 완전한 기능을 가지며, 소형으로, 장기간 동안의 동작에 대한 고도의 신뢰성을 갖는, 생체내에 내장할 수 있는 인공장기를 만들어 낸다는 것은 기술적으로도 결코 쉬운 것이 아니다. 또한 기술적인 문제 외에도 사회적, 윤리적인 문제나 환자 자신의 정신적인 문제, 그리고 경제적인 측면에서도 여러가지 부정적인 의견이 제시되고 있는 것도 사실이다. 그렇지만 전술한 바와 같이 의공학 분야의 눈부신 진보로 미루어 보건대, 앞으로 도래할 인공장기 시대를 예측하는 것은 그리 어렵지 않다.

한편 인공장기외에는 다른 어떤방법으로도 환자를 구할 수 없는 경우, 최후의 처치수단으로서의 인공장기의 필요성은 그 누구도 부인할 수 없는 것이며, 이러한 견지에서 오늘날 인공장기에 대한 정력적인 연구들이 세계 곳곳의 첨단 연구소에서 행해지고 있는 것이다. 우리도 인공장기분야에 대한 무관심의 태도를 견지하고만 있다가는 멀지 않은 장래에 이 분야에서 후진국이 되어있는 우리의 모습을 발견하게 될 것이 분명하다. 다른 기술분야와 달리 환자의 생명에 관계되는 이 분야에 대한 관심과 연구참여 그리고 적극적인 투자가 요구되는 현실이다. 다행히도 국내에서도 몇몇 기관에서 인공장기의 국산화를 시도하여 성과를 올리고 있으며, 저자등도 이미 1980년도부터 이 분야에 대한 관심과 연구를 시작하여 인공체장의 임상응용 및 인공귀에 대한 기초연구를 거쳐 현재 '모타 구동형 내장형 완전인공심장(TAH)'에 관한 연구를 진행하여 동물실험의 단계에까지 와 있다. 금후의 인공장기 분야의 발전과 인류에의 공헌은 더욱 더 기대해 볼만하다. *

◆ 用 語 解 說 ◆

HCT(high performance C-MOS TTL)

HCT는 BIPOLAR 제품의 고속성과 C-MOS의 저소비 전력의 장점을 지닌 표준논리 반도체로서 퍼스컴, OA기기등 모든 전자제품의 범용 IC로 사용되며 마이컴, CPU(중앙처리 장치), 메모리등과 연결되어 논리적인 기능을 발휘하는 IC이다.

AHCT(advanced HCT)

HCT 제품을 속도면에서 개선(advance)시킨 제품으로서 사용범위는 HCT와 동일하다.