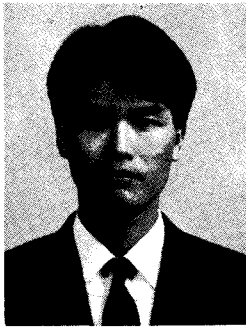


尖端技術 어디까지 왔나

人工心臟의 開發動向과 展望

李 彰 煥

〈産業技術情報院〉



1. 머리말

현대인들은 생활수준의 향상, 식생활의 개선, 건강에 대한 관심 증가에도 불구하고 매년 수많은 생명이 심장疾患으로 숨져가고 있다. 현재 심장移植이 필요한 심장疾患者 중 단지 소수만이 심장이식 수술을 받아 생명을 구할 뿐 대부분은 심장寄贈者의 절대적인 부족으로 생명을 잃고 있다. 이러한 문제를 해결할 유일한 방법으로 등장한 것이 인공심장이다. 인공심장은 1969년 미국에서 한 중년남성에게 人工移植 수술을 받기전에 인공심장을移植시켜 64시간을 생존케 하였던 것이 최초였다. 그 후 인공심장 연구가 계속되어 지난 82년 12월 美國 유타大 자비크 박사팀이 심근경색 患者인 버니 클라크氏에게 「자비크 7」이라는 인공심장을移植, 112일간 생존 시킴으로써 비상한 관심을 모았다. 現在 美國을 비롯한 日本, 러시아, 프랑스 등 先進國에서

인공심장에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있으며 곧 臨床用으로 사용될 전망이다.

2. 人工心臟의 基本構造와 技術的 課題

(1) 인공 심장이란?

인간의 心臟에는 좌우 2개의 心室이 있다. 全身을 순환하고 돌아온 血液은 靜脈을 통해 左心系로 들어와서 肺로 보내지며, 肺에서 이산화탄소 대신 酸素로 교환된 깨끗해진 血液은 右心系로 들어와 動脈을 통해 다시 전신의 순환계로 보내진다. 인간의 心臟이 1분간 내 보내는 血液量(心拍出量이라 함)은 安定狀態에 있는 정상 성인의 경우 체중 1kg 당 80-100ml/min이며, 심한운동을 할 경우에 이것보다 5-6배가 增加된다. 따라서 체중이 60kg인 성인의 경우 하루에 10만회의 拍動數와 7-8톤이나 되는 매우 많은 血液을 하루에 뽐어내고 있다. 이와같은 인간의 心臟 기능을 인공적으로 대행시키기 위해 개발된 것이 人工心臟이다.

현재 人工心臟의 종류는 크게 心拍出量을 부분적으로 대행시키는 補助循環裝置 및 補助 人工心臟과, 心拍出量을 완전하게 대행시키는 完全人工心臟으로 구분된다.

보조인공심장은 순환 血液量의 대부분을 補助하는 것으로 그 방법은 左心 補助, 右心 補助 및 兩心 補助가 있는데 臨床에서 가장 필요로 하고 있는 것은 좌심보조 인공심장이며 임상응용에 활발하게 이용되고 있다. 보조인공심장 펌프方式은 Fig. 1처럼 다이어프램型 袞型, 축대칭型 등의 空氣壓驅動에 의한 拍動流 펌프가 主이고 그 외에 非拍動流 펌프인 遠心型 펌프 등이 있다.

완전인공심장은 回復不能인 患者의 救命 및 社會復歸를 위해 人間심장을 100% 대행하는 것을 목적으로 한 것이다. 펌프방식은 위에서 언급한 空氣壓 驅動方式에 의한 다이어프램型과 袞型이 主이고, 美國에서 수년전부터 臨床用으로 사용하기 위한 完全 移植用으로 개발

한 푸시플레이트형 펌프가 있다.

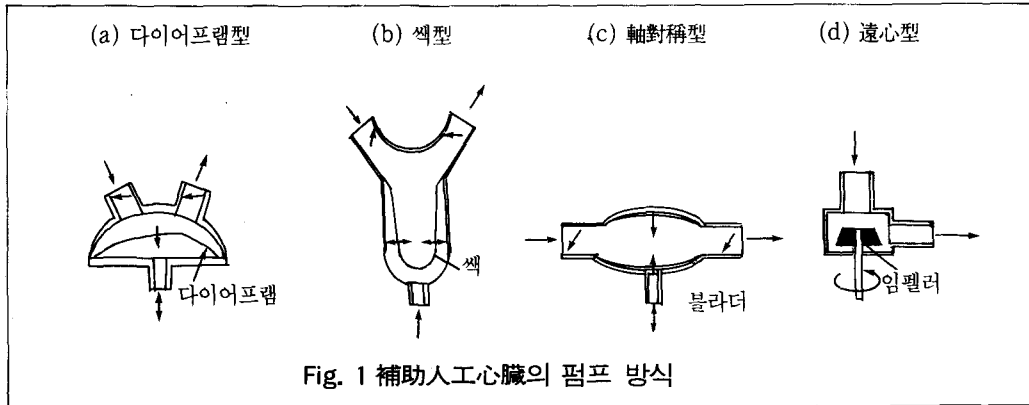


Fig. 1 補助人工心臟의 펌프 방식

(2) 完全人工心臟 構造와 技術的 課題

완전인공심장의 기본구조는 일반적으로 Fig. 2와 같이 혈액펌프, 계측장치, 제어장치, 구동장치, 전원장치로 구성되어 있다.

完全人工心臟에서 요구되는 기술적인 과제는 표 1에 정리하였다. 인공 심장에서 가장 중요한 부분은 혈액펌프이며, 혈액펌프는 혈액을 펌프하여 순환시키는 기능을 한다. 계측, 제어장치는 인체에서 발생하는 신호와 혈액펌프, 구동장치에서 발생하는 각종 신호를 계측하여 제어하는 역할을 하며, 구동장치는 혈액펌프를 구동시키는 기능을 한다. 현재 人工心臟에 이용되고 있는 대표적인 구동장치는 空氣壓式으로서, 인체에 무리한 힘을 가하지 않고, 操作性과 制御性이 양호하며, 耐久性도

약 5,000시간 정도로 비교적 높기 때문에 현재 동물 실험이나 臨床應用에는 거의 대부분 空氣壓 驅動裝置가 사용되고 있다.

전원장치는 Fig. 3과 같이 人體의 皮膚를 관통하지 않고 患者의 어깨에 걸치고 있는 배터리 팩과 小型 變換機를 사용하여 이식된 인공심장에 전원을 공급하여 준다. 이 전원공급장치는 發振器가 외부 주코일을 구동시킬 수 있는 160KHz의 신호로 배터리 전압을 변환시키고, 변환된 전기에너지는 皮膚를 통해 主 코일에서 복부에 移植되어 있는 2차 코일로 전달되며, 160KHz 신호는 直流로 정류되어 내부 배터리에 再充電되어 人工心臟의 구동장치를 작동시킨다.

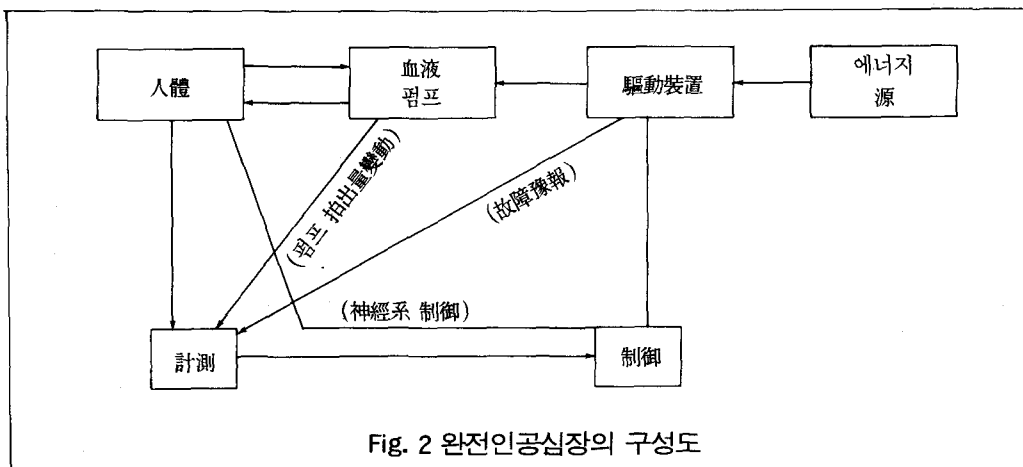


Fig. 2 完全人工心臟의 구성도

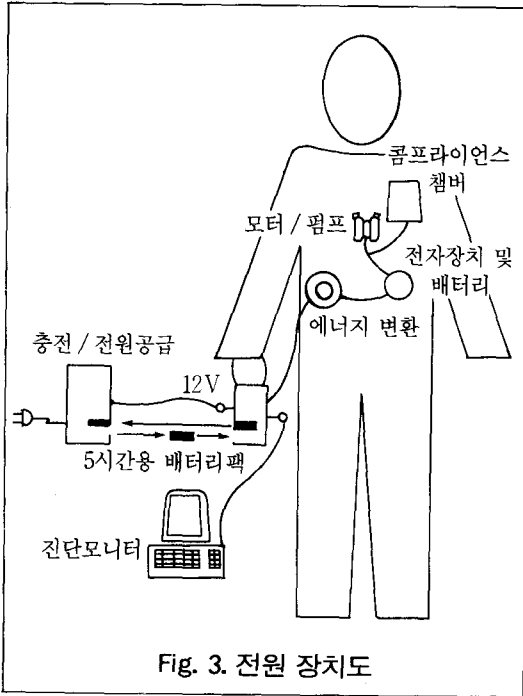


Fig. 3. 전원 장치도

3. 完全人工心臓의 開發 動向

현재 인공심장은 미국, 일본, 독일 등 선진 각국에서 조기 실용화를 위한 연구개발이 활발하게 이루어지고 있으며, 주로 인공심장의 구동장치에 중점을 두고 있다. 여기서는 인체에 완전하게 이식시키는 완전인공심장을 중심으로, 미국의 개발사례를 소개한다.

(1) 펜실바니아 州立大學의 完全人工心臓

Fig. 4는 펜실바니아 주립대학(Pennsylvania state univ.)에서 개발중인 完全人工心臓으로서, 구동장치를 나타낸 것이다.

구동장치는 高速 低토크의 브러쉬리스 직류모터가 2개의 다이어프램 血液펌프 사이에 있는 스테인리스강 롤러나사 너트를 회전시키고, 너트는 나사축을 直線往復運動하게 한다. 나사축 양끝에는 큰 평판이 부착되어 있어 彈性重合體의 혈액주머니를 밀어주는 역할을 한다. 혈액은 一方向 밸브에 의해 한방향으로 흐르게 되며, 나사가 교대로 움직여 혈액을

펌프한다. 완전한 行程을 마치기 위해서는 모터가 3000rpm 회전하고 나사는 6회전이 필요하다. 나사와 너트 사이의 유성롤러는 구름운동으로 전달되는 기계적 하중을 分散시킨다.

또, 모든 롤러나사 장치는 마모를 최소화하기 위해 表面硬化處理가 되어 있으며 信賴度가 매우 높다. 압력의 변화에 따라 噴門(Cardiac)의 출력을 변화시키기 위해 제어기가 사용되며 제어기는 멀티칩 마이크로 프로세서를 이용하고 있다. 멀티칩 마이크로 프로세서는 血液의 압력이 증가할수록 噴門 출력을 감소시키며, 心臟의 속도가 상승할 때까지 構償하여 준다.

펜실바니아 주립대학의 완전인공심장은 송아지에 移植시켜 7.5개월을 생존시켰던 기록을 갖고 있지만, 무게가 무겁고 부피가 커 성인 의 경우에만 移植시킬 수 있다는 단점이 있었다. 그러나 1988년부터 시작된 제2의 완전인공심장의 설계는 무게와 부피를 줄이고 電子裝置를 보강시키는 방향으로 연구개발이 되고 있다.

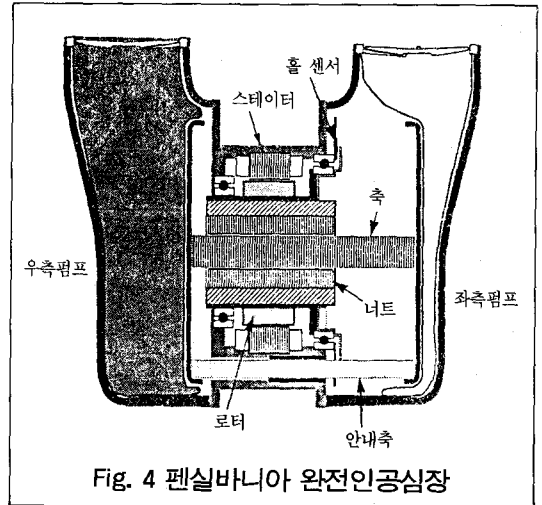


Fig. 4 펜실바니아 完全人工心臓

(2) 유타大學의 完全人工心臓

유타大學(Utah univ.)에서 개발중인 完全人工心臓은 양쪽에 2개의 血液펌프를 갖고 있으며 실리콘 오일이 유연한 다이어프램을 번갈아 누름으로써 血液을 펌프할 수 있게 설계

하였다.

유타대학 완전인공심장의 구조와 원리는 브러쉬리스 직류모터를 사용하여 回轉軸에 터빈 날개를 부착시킨 軸流펌프를 사용한다. 이 軸流펌프를 2개의 血液펌프 사이에 정착시키고 실리콘오일을 채운다. 그 다음에 브러쉬리스 직류모터를 正回轉과 逆回轉을 번갈아 작동시키면, 실리콘 오일이 右心에서 左心으로 左心에서 右心으로 이동되어, 양쪽 心房에 설치되어 있는 유연한 다이어프램을 번갈아 누름으로써 血液을 펌프할 수 있다. 이 구동장치에 이용된 심장밸브는 熱分解 炭素디스크를 사용하여 血液을 한방향으로만 흐르게 한다.

제어장치는 실리콘오일의 압력을 感知하여 각 기능을 제어하며 心房에 血液이 충전되면 압력이 올라가게 되고 압력변화를 제어가 감지하여 모터를 역회전시키게 된다. 이 驅動裝置는 유압밸브 시스템을 단순하게 설치할 수 있는 잇점을 갖고 있다.

(3) 클리브랜드 클리닉의 완전인공심장

클리브랜드 클리닉(cleveland clinic)에서 개발중인 완전인공심장의 구조와 원리는 Fig. 6와 같다. 먼저 기어펌프를 구동하기 위해 브러쉬리스 직류모터를 사용하며 기어펌프는 약 100psi의 油壓을 발생시킨다. 내부 밸브는 양 끝에 있는 유압 액추에이터를 움직이기 위한 流動을 제어한다. 밀봉을 확실하게 하기 위해 액추에이터 피스톤은 실린더 내부가 磁石層으로 되어 있고, 실린더 외부는 被動磁石으로 되어 있다. 양쪽 끝에있는 被動磁石은 고무로 된 다이어프램을 누르는 푸시플레이트를 움직이게 하며 입출구에서 자연티슈 심장밸브를 가진 陽變位 血液펌프로 작동한다.

피동자석은 푸시플레이트의 어느쪽에도 직접 연결되어 있지않고 血液펌프는 혈액이 한쪽에서 분출되면 다른쪽 血液펌프에는 혈액이 채워진다. 혈액이 채워지는 속도는 정맥의 압력에 따라 달라지며 홀(hall) 효과 센서는 다이어프램이 액추에이터에 얼마나 가깝게 있는

지를 감지한다. 電子制御機는 다이어프램 위치와 밸브 타이밍을 모니터링함으로써 밸브가 연결되고 혈액이 噴出될때까지 각 心房은 90% 充滿條件을 유지하게 한다. 만일 다이어프램이 너무 근접하게되면 心房에 혈액이 채워지고 제어기는 모터속도를 증가시켜 이것을 補償하게 된다. 또 혈액의 요구가 적어지면 액추에이터가 다이어프램을 앞서서 움직이게 되며 制御機가 모터의 속도를 낮추게 하는 신호를 발생시켜 환자에게 적합한 속도로 액추에이터를 움직이게 한다. 이와같이 간단한 제어시스템은 별도의 압력감지센서를 移植할 필요가 없도록 하였다.

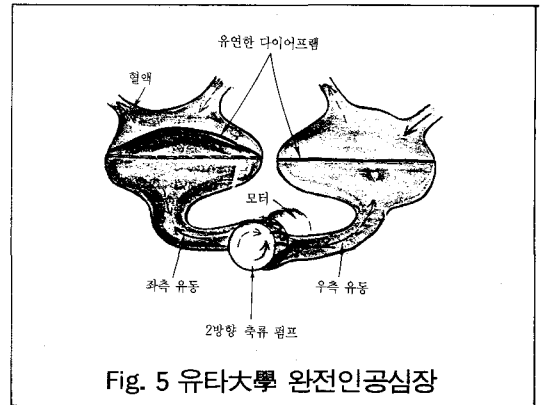


Fig. 5 유타大學 완전인공심장

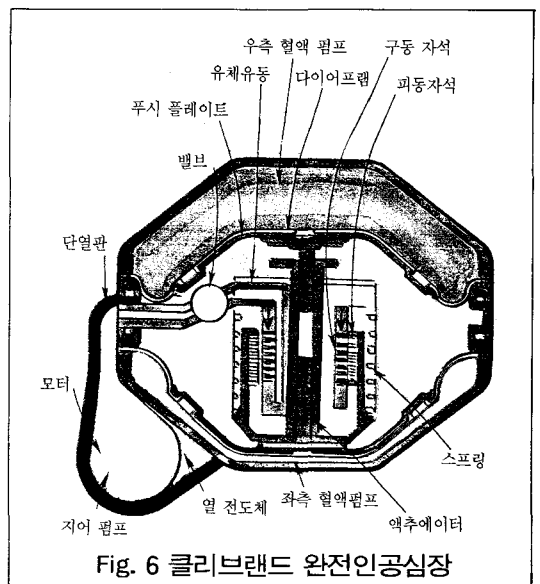


Fig. 6 클리브랜드 완전인공심장

(4) 텍사스심장연구소의 완전인공심장

텍사스 심장연구소(Texas heart institute)의 완전인공심장은 Fig. 7와 같이 유연한 멤브레인을 움직이기 위해 유압장치를 사용하고, 브러쉬리스 직류모터가 6,000-8,000rpm으로 회전하는 소형 원심펌프를 구동시키도록 한 것이다. 혈액을 펌프하는 방법은 여러가지가 있지만, 그중에서 원심펌프가 가장 효과적인 방법이라고 이 장치를 개발하고 있는 개발자들은 주장하고 있다.

이 장치의 유체유동은 2개의 피스톤, 4방향 회전 밸브에 의해 이루어지며, 밸브는 소형으로 하기위해 일반적으로 래디얼 형상을 하고 있다. 작동 유체가 유연한 다이어프램을 밀고 당겨서 마치 피스톤과 같이 움직인다. 制御機는 인간의 心臟과 아주 유사하게 心房의 압력을 감지함으로써 제어한다. 채워진 血液의 압력이 높아지면 心臟은 더 빠르게 펌프한다. 여기에서 心房의 압력은 직접 측정되지 않고, 유연한 멤브레인을 통해 피와 접촉하고 있는 작동유체에 의해 측정된다. 멤브레인에 의한 압력저하는 없지만, 만일 감지되면 내장된 제어기가 펌프의 속도를 알맞게 감지해 제어하여 준다.

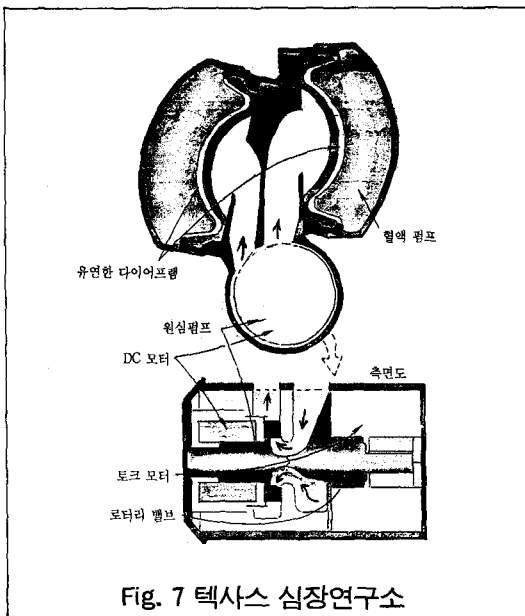


Fig. 7 텍사스 심장연구소

(5) 問題點과 對策

현재 인공심장의 개발은 상당한 수준까지 進展되고 있지만 현시점에서는 아직 해결할 많은 문제점도 있다. 먼저 에너지源의 문제를 들 수 있다. 현재 에너지源으로는 體外에서 電池에 의해 無線으로 體內에 電氣에너지를 보내는 방법이 사용되고 있으며, 2가지 방식이 있다. 이 중 하나는 電氣 에너지를 電氣 誘導에 의해 體內에 보내 직접 驅動裝置를 움직이는 방법으로 피부에 1次코일, 皮下에 2次코일을 移植시키는 것이다. 이 방식은 70-80%의 에너지 전달 효율을 갖고 있는 반면 수kg의 電池를 휴대해야 하고 수시간마다 충전 또는 교환해야 한다는 결점을 갖고 있다. 또 다른 방식은 앞서 설명한 것과 같이 體內에 보내진 전기에너지를 전기히터에 의해 열에너지로 변환시켜 물텐솔트(Lif/NaF/MgF2)라 불리는 熱媒體중에 저장한 후, 이것을 열에너지의 高溫源으로 사용하는 것이다. 이 방법은 0.5-1 시간의 가열로 8시간 동안 에너지를 저장할 수 있다. 전원공급원을 완전 해결할 유일한 방법은 원자력에너지를 이용하는 방법인데 이것은 인체에 미치는 영향을 두고 많은 논쟁을 일으키고 있으며, 실용화 되기까지는 많은 시간이 걸릴 것 같다.

다음으로 인공심장에 사용되는 재료의 재질에 관한 문제이다. 血液과 직접 접촉하는 인공심실의 경우 그 재질 人體에 중요한 영향을 미치므로 적합한 재료를 개발하는 것이다. 종래 발생했던 재질상의 문제들은 주로 心室表面에 혈액이 부착되는 血栓現象이었다. 이 血栓現象은 구동장치의 고장과 환자 발작의 원인이었으나, 듀퐁에서 개발한 Biomer라는 재질로 좋은 결과를 얻고 있다. 현재 듀퐁社에서는 Biolon이라 부르는 부드러운 재질을 개발중이다.

또한, 제어계측 문제의 難點은 제어대상이 되는 인체 循環系의 메카니즘 자체가 아직 확실하게 해명되어 있지 않다는 점이다. 즉 인체에 요구되는 血液量은 인체의 건강상태, 즉

질병이나 임신, 출산 등과 환경조건(안정시, 운동시)에 따라 시시각각으로 크게 변하며 인체에 필요한 心拍出量이 많거나 적을 경우, 인체에 큰 영향을 미치므로, 어떻게 적정량의 혈액을 공급할 것인지는 쉬운일이 아니다. 따라서 인체의 메커니즘을 각종 건강상태나 환경조건에 따라 어떻게 정확히 제어계측을 할 것인가가 최대의 과제로 되고 있다.

4. 맺음말

이상과 같이 인공심장을 가볍고 耐久性이 있는 장치로 만들려는 노력이 계속되고 있다. 인공심장의 연구개발이 지금과 같은 추세로 계속 된다면 今世紀末이나 21世紀初에는 완전實用化 될 전망이다. 우리나라에서도 80년대 말부터 서울대와 세종병원에서 개발에 착수하여 이미 動物 實驗을 하고 있는 단계에 와있고, 최근 腦死 立法化 문제를 놓고 많은 논쟁이 벌어지고 있는 지금, 인공심장은 문제해결의 유일한 方法이 될 수 있을 것으로 기대된다.

<참고문헌>

1. Leo O'Connor, "Engineering replacement for the human heart", *Mechanical Engineering*, Vol. 113, No.7, 1991, pp. 36-43.
2. Kenneth J. Korane, "Replacing the human heart", *Machine Design*, Vol. 66, No. 22, 1991, pp. 100-105.
3. 井街宏, "人工心臟 と機械工學", 「日本機械學會誌」, Vol. 90, No. 818, 1987, pp. 103-111
4. 민병구 외 20인, "인공심장개발에 관한 연구", 과학기술처보고서, 1990. 10. 11, 30p

표1 인공심장 시스템 기술적 요구 조건

시스템 전체	<ul style="list-style-type: none"> ※ 전 시스템을 인체에 이식이 가능할 것 ※ 5-10년간 유지 보수하지 않고 작동이 가능할 것
혈액 펌프	<ul style="list-style-type: none"> ※ 혈액 적합성(항혈전성, 항혈액과괴, 항단백질 변성 등)이 양호할 것 : 주로 내면 ※ 조직 적합성이 좋을 것 : 주로 외면 ※ 반복 피로 강도가 있을 것 : 밸브, 다이어프램 ※ 해부학적으로 적합성이 좋고 혈관과 폐를 압박하지 않을 것 : 형상 및 크기 ※ 유로의 저항이 적을 것 : 밸브, 컨넥터
구동장치	<ul style="list-style-type: none"> ※ 인체에 완전 이식이 가능할 것 : 크기, 형상, 중량 ※ 10-15년의 내구성을 갖을 것 ※ 에너지 효율이 우수하고 열발생이 적을 것 ※ 소음, 진동이 적을 것
계측장치	<ul style="list-style-type: none"> ※ 장기간 안정성이 있고 안전한 계측이 가능할 것 ※ 가능한한 외란없이 계측할 수 있을 것 ※ 혈액과 조직이 접촉할 때 충분한 혈액 적합성과 인체 적합성을 갖고 있을 것 ※ 소형으로 인체에 이식이 가능할 것
제어장치	<ul style="list-style-type: none"> ※ 인체의 동작(안정시, 노동시, 운동시 등)에 따라 제어가 가능할 것 ※ 인체의 상태(건강할 때, 아플 때, 임신 출산 등)에 따라 제어가 가능할 것 ※ 완전한 자동제어 시스템이며 인체에 이식 가능할 것
에너지원	<ul style="list-style-type: none"> ※ 에너지 효율이 높을 것 ※ 소형화, 내장화가 가능할 것 ※ 열과 폐기물 발생이 적을 것



案 發明特許資料 판매센터 内

本會는 發明特許 관계 資料 판매센터를 서울시 江南區 三成洞 韓國綜合展示場 (KOEX) 別館2층 發明獎勵館內에 설치하여 운영하고 있습니다.

많은 活用바랍니다.

문의전화 : (서울)551-5571~2