

の脳死者からの心臓提供は受けがたい。従って日本では7、8歳以下のレシピエントに対する心臓移植は実質上不可能であり、小児の心臓移植希望者は外国へ行かざるを得ない。従来は多くの外国（米国、ドイツ、イギリス、オーストラリア）が日本人への心臓移植を行ってくれていたが、いずれの国でもその提供が少ないため、法律の成立した日本（人）への移植を好まなくなり、現在では米国のみが5%ルールに従って外国人への移植を承認している。すなわち、20提供に1つ（5%）の割で心臓を外国人に提供しているのであるが、高額（約1億円以上が必要）であるため日本以外からの希望者は少ないと考えられる。一方、成人患者であってもあまりにも長期化する待機期間のため、資金を獲得し得る患者は米国での移植を希望することになる。この結果として、NW登録者中わが国での心臓移植14例に対して同期間中の渡航移植は22名に及び、当センターでも7例の国内移植と同時期に10例の渡航移植があり、さらに、現在3名が渡米待機中という状況である。

問題は高額な資金を必要とするため集金力のある者のみが可能となり、その陰で資金を作れなかった人は死亡していつている現実がある。残念なことに、ここでは明らかに資金による生死のわかれが生じている。さらに、渡航移植希望者の搬送には大きな労力を要する。渡航移植の手配すべてが当センターの業務となってきている現状があり、患者紹介施設にも多大の無理をお願いをして搬送に御協力を頂いている。特に日本国内においてのみ使用が許可されているToyobo-NCVC型LVASを用いている患者が多く、これにはバックアップ機器、臨床工学士などの派遣も必要となり、当センターとしては大きな負担となっている。

J. 今後の展望

ともかくにも提供者の増加がないと進まない

のが心臓移植の弱点であり、世界的にみても提供は減少傾向にある。この苦渋の時期は、よりよい日本人体格にマッチした長期使用に耐える埋め込み型人工心臓の開発やLVASによる自己心の回復（bridge to recovery）機構の解明などに用いられるべきである。一方、小児への心臓移植を可能にする「法」の見直し、意思表示カードの「意思」を第一に尊重し、単純な記載漏れなどに対しては御遺族の意思に固いものがあれば「諾」とすること、非提供病院とされる施設での意思表示をしている患者には家族承認があれば、転院を認めるなり、派遣医師による判定を認可することなどの対応策をとることが必要である。一方、長期計画としては学校、特に医療関連学校や医学部では学生の時代に脳死や移植についての教育を進め、医師がまず国民に範を示すべきであろうと考える。日本医師会や小児科学会もわが国の臓器移植に対する姿勢をより明確に打ち出してもらいたい。より低学年の学生教育においても脳死、臓器提供を考えることは自分の命・人の命を考えるうえで重要なテーマであり、学校でのホームルームなどでぜひ取り上げて欲しい課題である。隣国の台湾では400例、韓国では200数十例、タイ国では100数十例の心臓移植が行われている。人口100万人あたりの年間心臓提供者の頻度を欧米と

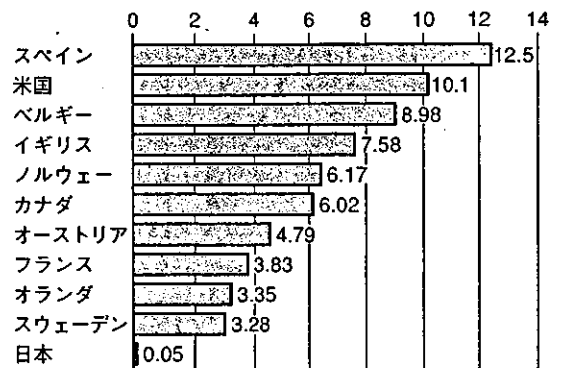


図4 欧米諸国と日本の心臓・臓器提供者の率
人口100万人あたりの年間心臓・臓器提供者数。

対比して図4に示す。日本がせめて、0.5~1%になるべく理解と普及が欲しいものである。臓器提供が崇高なものとして受け入れられる土壌の育成が必要である。それにはまず医師、医師団、学会が範を示すべきである。

文献

- 1) Matsuda H, Fukushima N, Sawa Y, Nishimura M, Matsumiya G, Shirakura R. First brain dead donor heart transplantation under new legislation in Japan. *Jpn J Thorac Cardiovasc Surg* 1999; 47: 499-505.
- 2) Kitamura S, Nakatani T, Yagihara T, Sasako Y, Kobayashi J, Bando K, Minatoya K, Hanatani A, Komamura K, Imakita M, Yutani C, Kuro M, Kimura K, Nonogi H, Miyatake K. Cardiac transplantation under new legislation for organ transplantation in Japan. *Jpn Circ J* 2000; 64: 333-9.
- 3) 北村惣一郎, 中谷武嗣, 八木原俊克, 笹子佳門, 小林順二郎, 坂東 興, 湊谷謙司, 公文啓二, 花谷彰久, 駒村和雄, 宮武邦夫, 今北正美, 由谷親夫, 村上雅義, 芝池仲彰, 山口武典, 菊池晴彦, 福嶋教偉, 松田 暉. 国立循環器病センターで施行した臓器移植法に基づく心臓移植の二例. *日本醫事新報* 1999; 3948: 16-23.
- 4) 大草知子, 原田雅彦, 廣 高史, 村田高義, 美甘章仁, 濱野公一, 江里健輔, 山田倫生, 小川 宏, 中谷武嗣, 笹子佳門, 由谷親夫, 北村惣一郎, 松崎益徳. 心臓移植術を施行しえた劇症型急性心筋炎後拡張型心筋症の1例. *J Cardiol* 2002; 39: 39-46.
- 5) 中谷武嗣, 笹子佳門, 花谷彰久, 小林順二郎, 坂東 興, 小野安生, 庭屋和夫, 田鎖 治, 駒村和雄, 公文啓二, 八木原俊克, 宮武邦夫, 北村惣一郎. 末期的心不全に対する外科的治療法としての左心補助人工心臓と心臓移植. *心臓* 2002; 34: 54-7.
- 6) Takano H, Nakatani T. Ventricular assist systems: experience in Japan with Toyobo pump and Zeon pump. *Ann Thorac Surg* 1996; 61: 317-22.
- 7) 松下 享, 北 知子, 三輪谷隆史, 石井 円, 那須野明香, 角由紀子, 吉田葉子, 岡田伸太郎, 鍵崎康治, 市川 肇, 福嶋教偉, 松田 暉. 小児に対する国内脳死後心臓移植の1症例. *日小術会誌* 2001; 17: 738-43.
- 8) Lower R, Shumway N. Studies on orthotopic transplantation of the canine heart. *Surg Forum* 1960; 11: 18-22.
- 9) Blanche C, Czer LSC, Valenza M, Trento A. Alternative technique for orthotopic heart transplantation. *Ann Thorac Surg* 1994; 57: 765-7.
- 10) Dreyfus G, Jebara V, Mihailueanue S, Carpentier AF. Total orthotopic heart transplantation: an alternative to the standard technique. *Ann Thorac Surg* 1991; 52: 1181-4.
- 11) Aziz T, Burgess M, Khafagy R, Hann AW, Campbell C, Rahman A, Deiraniya A, Yonan N. Bicaval and standard techniques in orthotopic heart transplantation: mediumterm experience in cardiac performance and survival. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1999; 118: 115-22.
- 12) Kitamura S, Nakatani T, Bando K, Sasako Y, Kobayashi J, Yagihara T. Modification of bicaval anastomosis technique for orthotopic heart transplantation. *Ann Thorac Surg* 2001; 72: 1405-6.
- 13) Shah M, Anderson AS, Jayakar D, Jeevanandam V, Feldman T. Balloon-expandable stent placement for superior vena cava-right atrial stenosis after heart transplantation. *J Heart Lung Transplant* 2000; 19: 705-9.
- 14) 植田初江, 池田善彦, 塚本吉胤, 由谷親夫, 中谷武嗣, 花谷彰久, 笹子佳門, 小林順二郎, 坂東 興, 庭屋和夫, 田鎖 治, 北村惣一郎, 宮武邦夫, 今北正美. 心臓移植後虚血性心筋傷害についての生体標本における検討. 第20回日本心臓移植研究会学術集会(大阪) 抄録集. 2002; 20: 25.
- 15) Billingham ME, Cary NR, Hammond ME, et al. A working formulation for the standardization of nomenclature in the diagnosis of heart and lung rejection: Heart Rejection Study Group. *J Heart Lung Transplant* 1990; 9: 587-93.
- 16) Hsu RB, Chu SH, Wang SS, Ko WJ, Chou NK, Lee CM, Chen MF, Lee YT. Low incidence of transplant coronary artery disease in Chinese heart recipients. *J Am Coll Cardiol* 1999; 33: 1573-7.

全置換型人工心臓

妙 中 義 之

国立循環器病センター 人工臓器部 (部長)

はじめに

末期重症心不全例の治療には、薬物による内科的治療法や機能障害の原因となる部位を修復する外科的治療法がある。しかし、これらの治療法によっても心臓の最も重要な機能である血液を送り出すポンプ作用の不全状態から脱却できない場合には、大動脈内バルーンポンピングや経皮的肺補助を始めとする機械的補助循環法が適用される。補助人工心臓や全置換型人工心臓は、このような補助法の中で、人工の心室を用いて心臓の拍出機能を直接的に代行する装置で、最も強力な流量補助法である。

本稿では、人工心臓のうち、心室部分を摘出した後に心室のあった位置に装着して駆動する全置換型人工心臓について述べる。

全置換型人工心臓の概要

全置換型人工心臓は、高度な傷害を受けて機能の回復が望めない心臓を外科的に摘出して、代わりに同所性に左右の人工の血液ポンプを埋め込んで肺および全身の循環を維持するための装置である。通常、左右各1個の血液ポンプが右心室と左心室の機能を代行するために使用さ

れる。自然心臓のうち切除するのは心室部分とその近傍で、左右の心房や肺動脈幹、上行大動脈はできる限り温存し、それらの部位に心房カフや人工血管付のコネクタを縫着した後に、人工の血液ポンプを結合するのが一般的な装着法である。

これまでに広く臨床例に応用されてきた全置換型人工心臓は、空気圧駆動式のものであった。米国のUtah大学が中心となって研究開発されてきたJarvik型の人工心臓(図1)は、以前はSymbion社が、現在はCardioWest社が製品化している¹⁾。血液ポンプはダイアフラム型といわれるもので、抗血栓性と血液室と空気室を隔てるダイアフラムの繰り返す収縮拡張に耐え得る耐久性を持つ高分子でできており、ポリウレタン製のダイアフラムを往復運動させるための空気の陽陰圧を伝える体壁を貫く駆動圧ラインを介して、体外に設置された空気圧駆動装置と結合されている。このシステムの特長は、100%の心臓ポンプ機能の代行ができるという優れた循環維持能力とともに、空気流速計を駆動装置に組み込むことにより、1回および分時心拍出量の連続測定や駆動状況の監視ができることで、患者の循環維持を安全かつ容易に行い

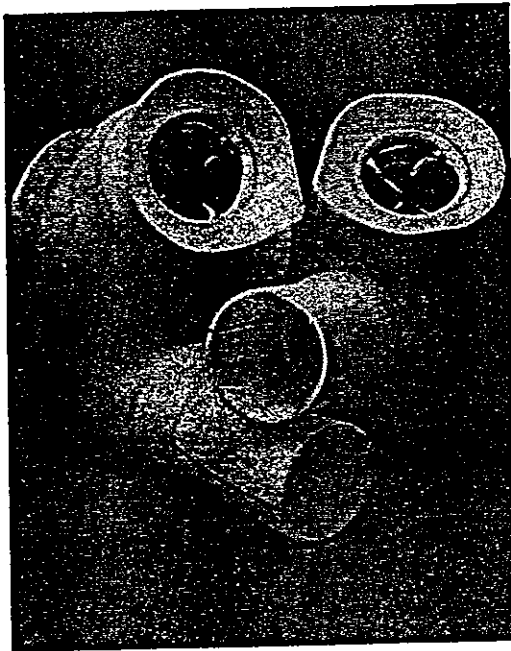


図 1. Symbion 社製 Jarvik 型全置換型人工心臓

現在は CardioWest 社が改良を加えて生産している。血液ポンプはポリウレタン製のダイアフラム型で、体壁を貫く駆動圧ラインで体外に設置された空気圧駆動装置と結合している。空気流速計を駆動装置に組み込むことにより、心拍出量の連続測定や駆動状況の監視が行える。

得ることなどが挙げられる。

全置換型人工心臓は心臓移植への繋ぎとしてのブリッジ使用法と、装着したシステムで患者を社会復帰させるための半永久的な使用法の二つの方法として応用される(表 1)。後者は、以下に記述するように、心臓移植の代替法である体内完全埋込型のシステムとして米国、日本などで研究されており、一部臨床応用が開始されている。

体内完全埋込型人工心臓

心臓移植への繋ぎとしての人工心臓の使用により、多くの患者が治療されている。しかし、

表 1. 全置換型人工心臓のブリッジ使用の現況

	適用例数 (例)	移植例 の割合 (%)	移植後 生存例の 割合(%)
Symbion 社製	198	73	43
CardioWest 社製	175	65	57

この方法によって救命される患者の数は、いくら増えても脳死者から提供されるドナー心臓の数の制限を受け、末期重症心不全患者の治療としては適用可能数の問題で十分とはいえない。例を挙げると、心臓移植が一般的な治療法となっている米国でも、心臓を取り替えることが唯一の治療法となる不可逆的重症心不全患者の年間発生数は、年間の心臓移植症例である 2,000~2,500 例の 10~20 倍、3 万~7 万例に達するといわれている²⁾。このような状況の下、新しい心臓置換技術としての体内完全埋込型人工心臓の開発に大きな期待が寄せられている。ここでは、将来のデバイスである体内完全埋込式的全置換型人工心臓について、簡単にその概略を述べる。

体内完全埋込型のシステムでは、駆動のための電気エネルギーは、閉鎖した皮膚を介して体外の一次コイルから体内の二次コイルに電磁誘導の原理で伝送される。この電力でシステムを駆動するとともに体内のバッテリーを充電し、停電時や入浴時に備える。血液ポンプは体内に埋め込まれた小型モータなどの電磁気式のアクチュエータで駆動されるが、駆動を制御するための制御部も体内に埋め込まれる。

全置換型人工心臓システムは、耐久性や制御性の点から、駆動部にはブラシレス DC モータが用いられることが多く、モータの回転を血液ポンプのダイアフラムの往復運動に変換するために、ボールスクリュウ方式³⁾、電気油圧方式^{4,5)}などの機構が使用されている。このような型の

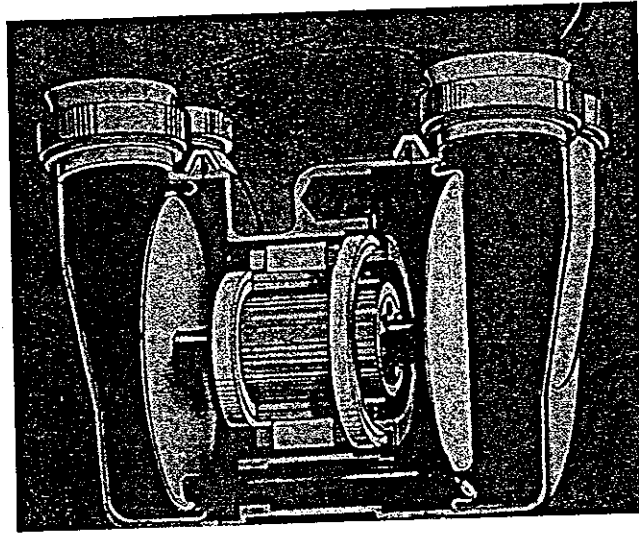


図 2. Pennsylvania 州立大学で開発中の電気機械式全置換型人工心臓

DC ブラシレスモータの回転運動をボールネジの機構により往復運動に変え、左右の血液ポンプを交互に駆動する。

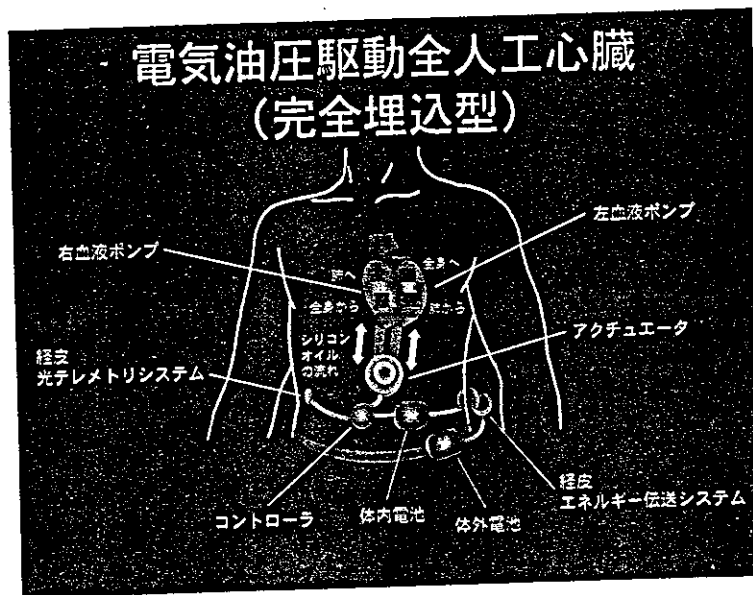


図 3. 体内完全埋込型人工心臓システムの概念図

電力は閉鎖した皮膚を介して伝送され、血液ポンプを駆動するとともに体内のバッテリーを充電し、停電時や入浴時に備える。血液ポンプは体内に埋め込まれた小型モータなどの電磁気式のアクチュエータで駆動されるが、駆動を制御するための制御部も体内に埋め込まれる。

表 2. AbioCor 適応基準

<p>おもな適応基準</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 両心不全 ・ 18歳以上 ・ 30日以内の死亡の可能性が高い ・ 現存での最大の治療努力に反応しない ・ 心臓移植の適応外 ・ 解剖学的適合解析で体内収納が可能である <p>おもな適応除外基準</p> <ul style="list-style-type: none"> ・ 回復の可能性のある心不全 ・ 30日以上生存の可能性がある ・ 心臓以外の重篤な疾患を有する ・ 妊娠 ・ 麻薬やアルコール中毒を含む精神疾患 ・ 適切な社会的支援が得られない
--

体内完全埋込型の人工心臓は動物実験などでの評価の中で、システムの主要部である血液ポンプとアクチュエータ部のみを埋め込んで行った慢性動物実験では数ヵ月から1年の長期生存例が得られてきており³⁾、またエネルギー伝送部も含めたシステム全体の埋め込み実験では3ヵ月以上の生存例が得られている。現在、システムの完成のために、性能や耐久性、制御法、埋め込みの際の体内への解剖学的適合性の改良などを含めて研究開発が継続されている。現在までのところ、明らかにこのような方向で研究を進めてきたのは、米国では、Pennsylvania 州立大学³⁾(図2)、Abiomed 社⁶⁾、Cleveland Clinic⁷⁾、Utah 大学⁸⁾などであったが、米国の National Institute of Health (NIH) などの調整により、1~2個のシステムに開発援助が絞り込まれた。我が国の東京大学⁹⁾や国立循環器病センター⁴⁾(図3)でも、総合的に研究が行われつつある。

これらのシステムのうち、米国の Abiomed 社から製品化されている AbioCor と名付けられたシステムは、表2のような適応基準に従って2001年7月から米国で臨床応用され始めて

いる。腎機能の悪化や糖尿病、肺高血圧症の合併、高齢などで心臓移植の適応にならず、30日以内の死亡が予想される重症両心不全患者が適応になるという厳しい条件で trial が始まっている。最近の3例を含めてこれまでに10例の患者に臨床応用され、結果の分かっている初期の7例のうちの4例の患者が当初の目的である60日以上生存を果たし、そのうちの1例が脳障害でなくなるまで約10ヵ月間生存したとの情報を得ている⁶⁾。

国立循環器病センターでの研究開発

国立循環器病センターで開発中の全置換型人工心臓システムでは、ダイアフラム型血液ポンプはセグメント化ポリウレタン製で、ディスク型機械弁を使用している。欧米も含めた従来の人工心臓にない特徴として、自然心臓周囲の解剖学的な特徴を当初から念頭に入れて、左右の血液ポンプが異なった基本形状となるようにデザインしたことで、右は扁平で長い長球形を、左は楕円球形をしている。生体内評価として空気圧駆動式のを体重50~65の仔ウシや成ヤギに植え込み、100日以上生存例を得、優れた解剖学的適合性と抗血栓性が証明されている⁴⁾。

体内完全埋込型を目指した電気油圧駆動式の人工心臓は、仔ウシを用いて生体内性能の評価中である。右第5肋骨床開胸、体外循環下に心室部分を切除し、左右心房、肺動脈および大動脈の断端に、それぞれ心房カフと人工血管付きコネクタを縫着し、その後、左右の人工心室の流入口と流出口を結合し、人工心臓を装着している。左右の心拍出量の差は、左右の心房カフの中隔に開けた直径4.5mmの短絡口で代償する。左右の人工心臓は、DCブラシレスモーター一体型の摩擦ポンプと呼ばれる油圧アクチュエータで左右交互に駆動する方式を採っている。アクチュエータは皮下に固定し、人工心室とアクチュエータから成る血液ポンプユニット

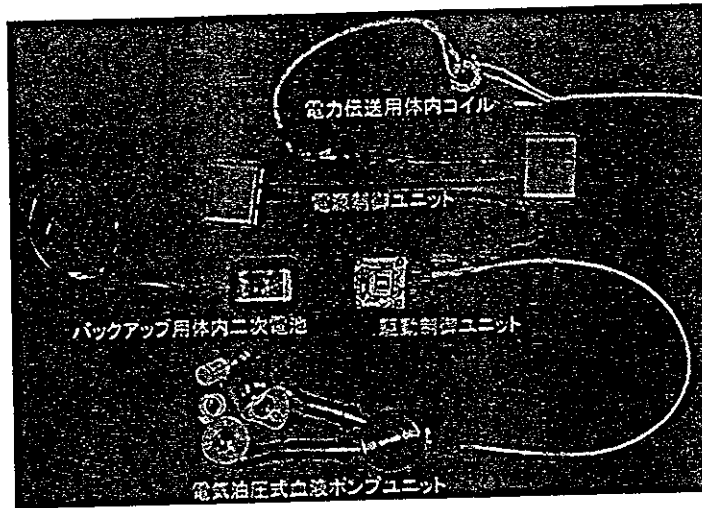
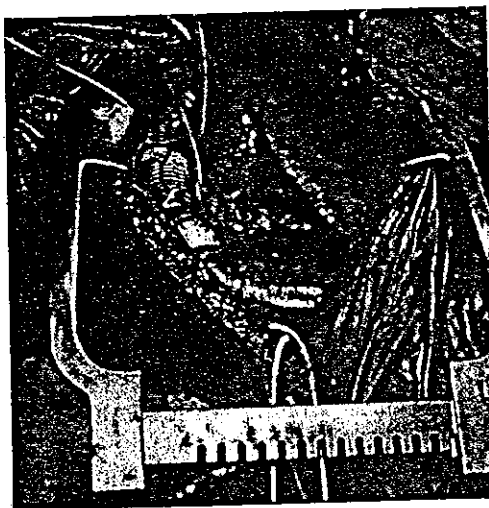


図 4. 国立循環器病センターで開発中の電気油圧式体内完全埋込型全置換型人工心臓システム

経皮電力伝送システム，体内電池，小型制御駆動装置，摩擦ポンプをアクチュエータとする電気油圧式の血液ポンプシステムなどで構成される。



埋込手術



最長生存仔ウシ

図 5. 自己の心室切除後，血液ポンプと駆動用アクチュエータを体内に埋め込んだ実験ウシ

国内で初めて約3ヵ月の生存に成功した。

は、体内に埋め込んで評価した(図4)。68 kgの動物を用いた実験では、装着手技に問題はなく、体外循環からの離脱も容易であった。動物管理用ケージに移した後は、直後に抜管が可能で、術後管理に大きな問題はなかった(図5)。血行動態は、左右の心房圧が高い時には20 mmHg前後とやや高値であったが、肺機能などの主要臓器の機能に影響を及ぼさなかった。また、大動脈圧や混合静脈血酸素飽和度などは良好に維持された。左右の心拍出量の代償も適切で、過度の左房圧の上昇や逆シャントの存在を示す所見はみられなかった。アクチュエータ表面の温度もほぼ2°Cの上昇にとどまり、発熱に関して問題はなかった。電気油圧式全置換型人工心臓を装着した仔ウシは、86日目に体外の電源および制御ユニットと体内の血液ポンプユニットとの間を接続するコネクタが事故で接続が断たれたことにより終了した。この間、全身状態は良好に維持された。血液ポンプユニットは体外での耐久性試験では18ヵ月相当の連続駆動実験を継続中である。

また、経皮電力伝送貯蔵システムを成ヤギに埋め込み、生体内環境下での長期間評価を行ってきた。伝送システムは体外結合型で、体外一次コイル、体内二次コイル、体内電池、整流回路から構成される。20 Wの電気的負荷に対する24時間連続伝送を行い、また体内二次電池への充電を想定して40 Wでの伝送を毎日1時間行い、4ヵ月間にわたり電気的負荷に対する連続伝送を実施し得た。

最近、すべてのシステムを体内に埋め込み、閉鎖した皮膚を介して伝送した電力での駆動、および体内に植えた二次電池による駆動で、仔ウシを生存させる実験にも成功しており、まさに tether free、いわゆる繋ぎ紐のない体内完全埋込型のシステムの実現に一歩近づいたといえる。

おわりに

これまで述べたように、重症心不全例の治療への応用を目指して多くの人工心臓が研究開発され、いくつかの装置はすでに心臓置換のための治療体系の中に確実に組み込まれ始めている。臨床診療を行うに当たり、今後も他の治療法の進歩とともに、人工心臓の技術動向を適切に捉え、有効に使用することが患者の治療成績の向上に繋がると考える。

人工心臓はまだ発展途上である。我が国においても世界的な視野に立って、世界に通用するような臨床成績と研究開発の成果を挙げるべく、不断の努力を続けるべきであろう。

文献

- 1) Copeland JG *et al*: Bridge to transplantation with the CardioWest total artificial heart: The international Experience 1993 to 1995. *J Heart Lung Transplant* 15: 94, 1996.
- 2) Clinical effectiveness and need for long-term circulatory support. *The Artificial Heart by Institute of Medicine National Academy Press*, p65, Washington DC, 1991.
- 3) Snyder AJ *et al*: An electrically powered total artificial heart; Over 1 year survival in the calf. *ASAIO J* 38: M707, 1992.
- 4) Tatsumi E, Taenaka Y *et al*: Development and chronic in vivo testing of an electrohydraulic totally implantable artificial heart system. *In* BED 50, Proc. 2001 Bioengg Conf, ed by Kamm RD *et al*, p505, ASME, New York, 2001.
- 5) Rowles JR *et al*: Development of a totally implantable artificial heart. *ASAIO J* 38: M713, 1992.
- 6) Abiomed社 ホーム ページ: <http://www.abiomed.com/>
- 7) Massiello A *et al*: The Cleveland Clinic-Nimbus total artificial heart. Design and in vivo function. *J Thorac Cardiovasc Surg* 108: 412, 1994.
- 8) Abe Y *et al*: One month survival with undulation pump total artificial heart in a goat. *Artificial Organs* 25(1): 69, 2001.

全置換型人工心臓

心臓置換技術としての全置換型人工心臓について、体内完全埋込み型人工心臓を含めて述べた。このような装置は既に治療体系の中に確実に組み込まれ始めている。臨床診療を行うに当たり、人工心臓の技術動向を適切に捉え、有効に使用することが患者の治療成績の向上につながると考える。

国立循環器病センター人工臓器部

妙中 義之

TAENAKA, Yoshiyuki

Key Word

重症心不全 心臓置換 人工心臓
慢性動物実験 完全体内埋込みシステム

1. はじめに

末期重症心不全例の治療には、薬物による内科的治療法や機能障害の原因となる部位を修復する外科的治療法がある。しかし、これらの治療法によっても心臓の最も重要な機能である血液を送り出すポンプ作用の不全状態から脱却できない場合には、大動脈内バルーンパンピング(IABP)や経皮的な肺補助法(PCPS)をはじめとする機械的補助循環法が適用される。補助人工心臓や全置換型人工心臓は、このような補助法の中で、人工の心室を用いて心臓の拍出機能を直接的に代行する装置で、最も強力な流量補助法である。今回は、人工心臓のうち、心室部分を摘出した後に、心室のあった位置に装着して駆動する全置換型人工心臓について述べることにする。

2. 全置換型人工心臓の概要

全置換型人工心臓は、高度な傷害を受けて機能の回復が望めない心臓を外科的に摘出して、代わりに同所性に左右の人工の血液ポンプを埋

め込んで肺と全身の循環を維持するためのポンプである。通常、左右各1個の血液ポンプが右心室と左心室の機能を代行するために使用される。自然心臓のうち切除するのは心室部分とその近傍で、左右の心房や肺動脈幹、上行大動脈はできる限り温存し、それらの部位に心房カフや人工血管付きのコネクタを縫着した後に、人工の血液ポンプを結合するのが一般的な装着法である。

これまでに広く臨床例に応用されてきた全置換型人工心臓は、空気圧駆動式のものであった。米国のUtah大学が中心となって研究開発されてきたJarvik型の人工心臓(図1)は、以前はSymbion社が、現在はCardioWest社が製品化している。血液ポンプはダイアフラム型といわれるもので、血液室と空気室を隔てる膜であるダイアフラムは、繰り返す収縮拡張に耐える耐久性と抗血栓性をもつ高分子でできている。主としてポリウレタン製のダイアフラム

IABP: intra-aortic balloon pumping
PCPS: percutaneous cardiopulmonary support
DC: direct current

POINT

全置換型人工心臓:高度機能不全で回復が望めない心臓を外科的に摘出して、同所性に左右の人工血液ポンプを埋め込んで肺と全身の循環を維持するためのポ

ンプ。空気の陽陰圧を伝える体壁を貫く駆動圧ラインを介して体外に設置された空気圧駆動装置と結合される。

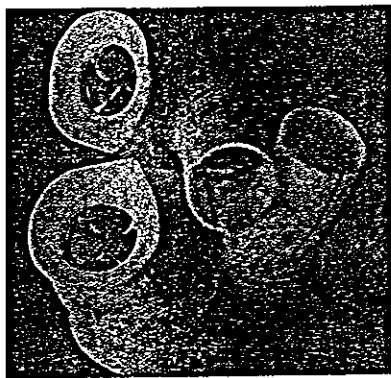


図1 Symbion社製Jarvik型全置換型人工心臓
現在はCardioWest社が改良を加えて生産している。血液ポンプはポリウレタン製のダイヤフラム型で、体壁を貫く駆動圧ラインで体外に設置された空気圧駆動装置と結合している。空気流速計を駆動装置に組み込むことにより、心拍出量の連続測定や駆動状況の監視が行える。

が用いられることが多く、膜を往復運動させるための空気の陽陰圧を伝える体壁を貫く駆動圧ラインを介して、体外に設置された空気圧駆動装置と結合されている。このシステムの特徴は、100%の心臓ポンプ機能の代行ができるという優れた循環維持能力とともに、空気流速計を駆動装置に組み込むことにより、一回および分時心拍出量の連続測定や駆動状況の監視ができることで、患者の循環維持を安全かつ容易に行い得ることなどがあげられる。

全置換型人工心臓は心臓移植へのつなぎとしてのブリッジ使用法(表1)と、装着したシステムで患者を社会復帰させるための半永久的な使

用法の2つの方法として応用される。後者は、以下に記述するように、心臓移植の代替法である体内完全埋込み型のシステムとして米国や欧州で臨床応用が行われている。

3. 体内完全埋込み型人工心臓

心臓移植へのつなぎとしての補助人工心臓や全置換型人工心臓の使用により、多くの患者が治療されている。しかし、この方法によって救命される患者の数は、いくら増えても脳死者から提供されるドナー心臓の数の制限を受け、末期重症心不全患者の治療としては適用可能数の問題で十分とはいえない。例をあげると、心臓移植が一般的な治療法となっている米国でも、心臓を取り替えることが唯一の治療法となる不可逆の重症心不全患者の年間発生数は、年間の心臓移植症例である2000~2500例の10~20倍、3万~7万例に達するといわれている²⁾。わが国でも心臓移植が再開され、人工心臓の心臓移植へのブリッジ使用が行われており、これまで心臓移植を受けた19例のうち13例がブリッジ症例であった。しかし、脳死と判定された患者からの提供心臓の数は依然として少ない。このような状況の下、新しい心臓置換技術としての体内完全埋込み型人工心臓の開発に大きな期待が寄せられている。ここでは、将来のデバイスである体内完全埋込み型の全置換型人工心臓について、簡単にその概略を述べることにする。

表1 全置換型人工心臓のブリッジ使用の現況

	適用例数	移植例の割合	移植後生存例の割合
Symbion社製全置換型人工心臓	198	73%	43%
CardioWest社製全置換型人工心臓	175	65%	57%

POINT

体内完全埋込み型人工心臓:心臓移植へのつなぎではなく、装着したまま患者が社会復帰するためのシステム。皮膚を貫くラインがなく、電磁誘導の原理で高周

波の磁場の形で閉鎖された皮膚を介して伝送された電力で体内のすべてのシステムの駆動、制御を行う。

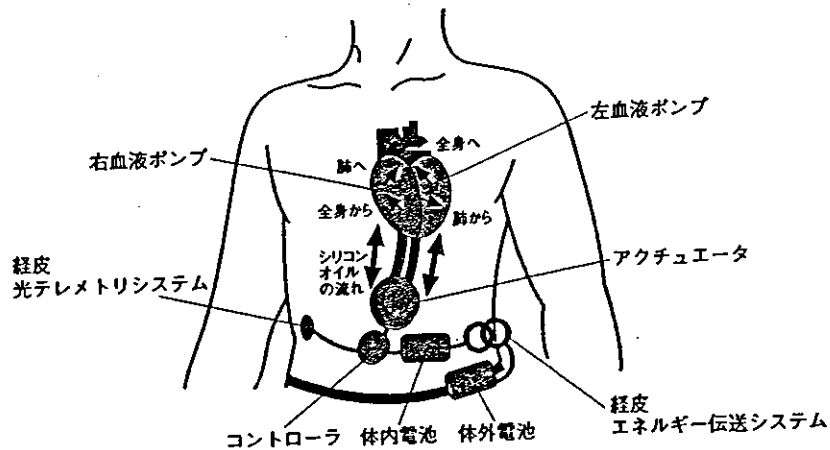


図2 体内完全埋込み型人工心臓システムの概念図

電力は閉鎖した皮膚を介して伝送され、血液ポンプを駆動するとともに体内のバッテリーを充電し、停電時や入浴時に備える。血液ポンプは体内に埋め込まれた小型モータなどの電磁気式のアクチュエータで駆動されるが、駆動を制御するためのコントローラも体内に埋め込まれる。

体内完全埋込み型のシステムでは、駆動のための電気エネルギーは、閉鎖した皮膚を介して体外の1次コイルから体内の2次コイルに電磁誘導の原理で伝送される。この電力でシステムを駆動するとともに体内のバッテリーを充電し、停電時や入浴時に備える。血液ポンプは体内に埋め込まれた小型モータなどの電磁気式のアクチュエータで駆動されるが、駆動を制御するためのコントローラも体内に埋め込まれる(図2)。

全置換型人工心臓システムは、駆動部には、耐久性や制御性の点からDCブラシレスモータが用いられることが多く、モータの回転を血液ポンプのダイヤフラムの往復運動に変換するために、ボールスクリュウ方式³⁾、電気油圧方式^{4),5)}などの機構が使用されている。このような型の体内完全埋込み型の人工心臓は、動物実験などでの評価の中で、システムの主要部である血液ポンプとアクチュエータ部のみを埋め込んで行った慢性動物実験では、数カ月から1年

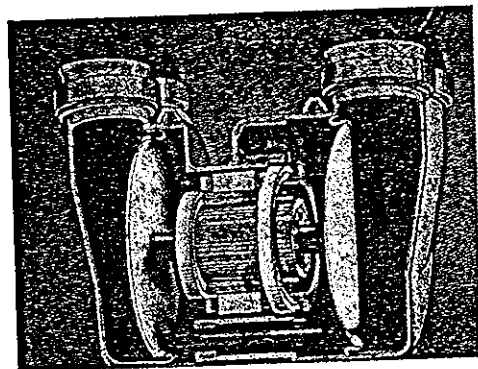


図3 Pennsylvania州立大学で開発中の電気機械式全置換型人工心臓

DCブラシレスモータの回転運動をボールスクリュウ方式により往復運動に変え、左右の血液ポンプを交互に駆動する。

の長期生存例が得られてきており³⁾、また、エネルギー伝送部も含めたシステム全体の埋込み実験では3カ月以上の生存例が得られている。現在、システムの完成のために、性能や耐久性、制御法、埋込みの際の体内への解剖学的適合性の

POINT

米国の現状:米国のAbiomed社から製品化されているAbioCorと名付けられたシステムは、2001年7月から米国で臨床応用され始めている。心臓移植の適応

にならず、30日以内の死亡が予想される重症両心不全患者10例に対して使用された。

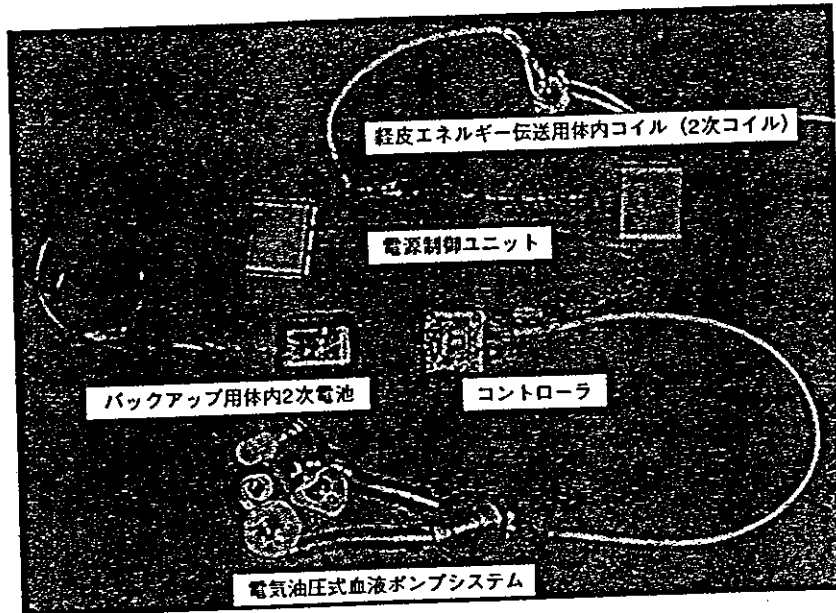


図4 国立循環器病センターで開発中の電気油圧式体内完全埋込み型全置換型人工心臓システム
 経皮エネルギー伝送システム、体内電池、コントローラ、摩擦ポンプをアクチュエータとする電気油圧式の血液ポンプシステムなどで構成される。

改良などを含めて研究開発が継続されている。現在までのところ、明らかにこのような方向で研究を進めてきたのは、米国では、Pennsylvania州立大学³⁾(図3)、Abiomed社⁶⁾、Cleveland Clinic⁷⁾、Utah大学⁵⁾などであったが、米国のNational Institutes of Healthなどの調整により、1~2個のシステムに開発援助が絞り込まれた。わが国の東京大学⁸⁾や国立循環器病セン

ター⁴⁾(図4)、東京医科歯科大学などでも、総合的に研究が行われつつある。

これらのシステムのうち、米国のAbiomed社から製品化されているAbioCorと名付けられたシステムは、表2のような適応基準に従って2001年7月から米国で臨床応用され始めている。腎機能の悪化や糖尿病、肺高血圧症の合併、高齢などで心臓移植の適応にならず、30日以内

表2 AbioCor 適応基準

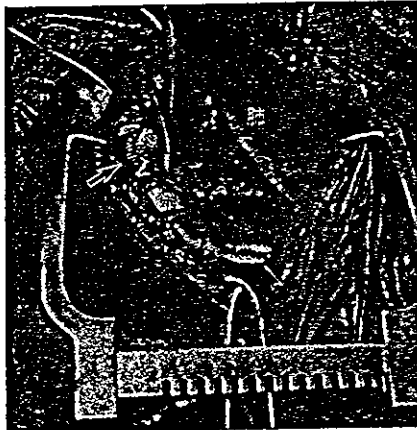
おもな適応基準	おもな適応除外基準
両心不全 18歳以上 30日以内の死亡の可能性が高い 現存での最大の治療努力に反応しない 心臓移植の適応外 解剖学的適合解析で体内収納が可能である	回復の可能性のある心不全 30日以上生存の可能性のある 心臓以外の重篤な疾患を有する 妊娠 麻薬やアルコール中毒を含む精神疾患 適切な社会的支援が得られない

POINT

国立循環器病センターでの研究開発：欧米人に比べて体格の小さな人にもよく適合する体内完全埋込み型人工心臓システムを開発中で、動物実験などで評価してい

る。最近、術後急性期を乗り越り自力で起立、食事を摂れるような慢性期までも動物を生存させることに、世界で3つ目(わが国では初)のシステムとして成功した。

a) 植込み手術



b) 長期生存動物



図5 自己の心室切除後、血液ポンプと駆動用アクチュエータを体内に埋め込んだ実験ウシ国内で初めて約3カ月の生存に成功した。血液ポンプ(←)と駆動用アクチュエータ(→)の一部。

の死亡が予想される重症両心不全患者が適応になるという厳しい条件でトライアルが始まっている。最近の3例を含めてこれまでに10例の患者に臨床応用され、結果のわかっている初期の7例のうちの4例の患者が当初の目的である60日以上生存を果たし、そのうちの1例が脳障害でなくなるまで約10カ月間生存したとの情報を得ている⁶⁾。

4. 国立循環器病センターでの研究開発

国立循環器病センターで開発中の全置換型人工心臓システムでは、ダイアフラム型血液ポンプはセグメント化ポリウレタン製で、ディスク型機械弁を使用している。欧米も含めた従来の人工心臓にない特徴は、自然心臓周囲の解剖学的な特徴を当初から念頭において、左右の血液ポンプが異なった基本形状となるようにデザインしたことで、右は扁平で長い長球形、左は楕円球形をしている。生体内評価として空気圧駆動式のを体重50~65 kgの子ウシや成ヤギ

に植え込み、100日以上生存例を得、優れた解剖学的適合性と抗血栓性が証明されている⁷⁾。

体内完全埋込み型を目指した電気油圧駆動式の人工心臓は、子ウシを用いて生体内性能の評価中である。右第5肋骨床開胸、体外循環下に心室部分を切除し、左右心房、肺動脈および大動脈の断端に、それぞれ心房カフと人工血管付きコネクタを縫着し、その後、左右の人工心室の流入口と流出口を結合し、人工心臓を装着している。左右の心拍出量の差は、左右の心房カフの中隔に開けた直径4.5 mmの短絡口で代償する。左右の人工心臓は、DCブラシレスモーター一体型の摩擦ポンプと呼ばれる油圧アクチュエータで、左右交互に駆動する方式をとっている。当初は、アクチュエータは皮下に固定し、人工心室とアクチュエータからなる血液ポンプユニットは、体内に埋め込んで評価してきた(図5)。68 kgの動物を用いた実験では、装着手技に問題はなく、体外循環からの離脱も容易であった。動物管理用ケージに移した後は、直後

に抜管が可能で、術後管理に大きな問題はなかった。血行動態は、左右の心房圧が高いときには20 mmHg前後とやや高値であったが、肺機能などの主要臓器の機能に影響を及ぼさなかった。また、大動脈圧や混合静脈血酸素飽和度などは良好に維持された。左右の心拍出量の代償も適切で、過度の左房圧の上昇や逆シャントの存在を示す所見はみられなかった。アクチュエータ表面の温度もほぼ2℃の上昇にとどまり、発熱に関して問題はなかった。電気油圧式全置換型人工心臓を装着した子ウシは、86日目に体外の電源およびコントローラと体内の血液ポンプユニットとの間を接続するコネクタが事故により接続が断たれたことにより終了した。この間、全身状態は良好に維持された。血液ポンプユニットは体外での耐久性試験では3年弱相当の連続駆動実験を継続中である。

また、経皮エネルギー伝送・貯蔵システムを成ヤギに埋め込み、生体内環境下での長期間評価を行ってきた。伝送システムは体外結合型で、体外1次コイル、体内2次コイル、体内電池、整流回路から構成される。20 Wの電気的負荷に対する24時間連続伝送を行い、また体内2次電池への充電を想定して、40 Wでの伝送を毎日1時間行い、4カ月間にわたり電気的負荷に対する連続伝送を実施し得た。

最近、アクチュエータの小型化に伴い血液ポンプ部分とアクチュエータの一体化を図り、コントローラ、体内電池などすべてのシステムを体内に埋め込み、閉鎖した皮膚を介して伝送した電力での駆動、および、体内に植えた2次電池による駆動で子ウシを生存させる実験にも成功しており、まさに tether free、いわゆるつなぎ紐のない体内完全埋込み型のシステムの実現に一歩近付いたといえる。

5. おわりに

これまで述べたように、重症心不全例の治療への応用を目指して多くの人工心臓が研究開発され、いくつかの装置はすでに心臓置換のための治療体系の中に確実に組み込まれ始めている。臨床診療を行うに当たり、今後も他の治療法の進歩とともに、人工心臓の技術動向を適切にとらえ、有効に使用することが患者の治療成績の向上につながると考える。

人工心臓はまだ発展途上である。わが国においても世界的な視野に立って、世界に通用するような臨床成績と研究開発の成果をあげるべく、不断の努力を続けるべきであろう。

■著者連絡先メールアドレス
taenaka@ri.ncvc.go.jp

■文献

- 1) Copeland JG, Pavie A, Duveau D, et al: Bridge to transplantation with the CardioWest total artificial heart: the international experience 1993 to 1995, *J Heart Lung Transplant* 15: 94-99, 1996
- 2) Clinical effectiveness and need for long-term circulatory support, *The Artificial Heart by Institute of Medicine National Academy Press*, p65-83, 1991
- 3) Snyder AJ, Rosenberg G, Reibson J, et al: An electrically powered total artificial heart. Over 1 year survival in the calf, *ASAIO J* 38: M707-712, 1992
- 4) Tatsumi E, Taenaka Y, Homma A, et al: Development and chronic *in vivo* testing of an electrohydraulic totally implantable artificial heart system, BED 50, Proc. 2001 Bioengg Conf, Kamm RD, Kamm RD, Schmid-Schonbein GW, Ateshian GA, Hefzy MS, eds, *ASME* 50: 505-506, 2001
- 5) Rowles JR, Khanwilkar PS, Diegel PD, et al: Development of a totally implantable artificial heart, *ASAIO J* 38: M713-716, 1992
- 6) Abiomed社ホームページ: <http://www.abiomed.com/>
- 7) Massiello A, Kiraly R, Butler K, et al: The Cleveland Clinic-Nimbus total artificial heart. Design and *in vitro* function, *J Thorac Cardiovasc Surg* 108: 412-419, 1994
- 8) Abe Y, Chinzei T, Isoyama T, et al: One month survival with the undulation pump total artificial heart in a goat, *Artif Organs* 25(1): 69-71, 2001

体外設置式補助人工心臓

体外設置式補助人工心臓(VAS)は、心臓機能の100%代行が可能で、両心補助も行える流量補助手段であり、血液ポンプを体外に設置するため緊急例に対しても対応が可能である。また、血液ポンプに血栓など異常を認めた場合には、ポンプ交換が容易に行える。

国立循環器病センター臓器移植部

中谷 武嗣

NAKATANI, Takeshi

● Key Word

血液ポンプ 制御駆動装置

空気圧駆動 bridge to recovery

bridge to transplant

1. はじめに

重症心不全に対する機械的循環補助手段として、圧補助手段である大動脈内バルーンポンピング(IABP)や流量補助手段である経皮的心肺補助法(PCPS)あるいは補助人工心臓(VAS)がある。IABPやPCPSは簡便に用いることができるが、補助量や施行期間に問題がある。これに対しVASは、心臓機能の100%代行可能かつ、長期間の補助が可能で、自己心の仕事量を軽減し、自己心機能が回復するまでの補助(bridge to recovery)を行うために用いられる。また、補助自己心機能が回復しない場合には、心臓移植までの橋渡し(bridge to transplant)が期待される。

VASは、自然心臓を摘出し機械的心臓によりポンプ機能を代行する全置換型人工心臓(TAH)とは異なり、自然心臓を温存しその近傍に設置される。このVASの動物実験は、1958年にKusserowにより行われた¹⁾。その後1963年にはDeBakeyが、空気圧駆動ダイアフラム型VASを僧帽弁置換術後の心不全患者に10日間

使用し救命している²⁾。以後積極的に開発が進められ、米国では1970年代後半には開心術後の急性心不全に対する臨床応用が行われ、1984年には心臓移植へのブリッジとして用いられた。わが国においても1970年代に開発が進められ、1980年から臨床応用が開始されている^{3), 4)}。

2. 体外設置式補助人工心臓(VAS)の構造

VASは、血液ポンプ、制御駆動装置、送血・脱血カニューレおよびエネルギー源よりなっており、血液ポンプと駆動装置を体外に設置する体外設置式と、血液ポンプを体内に埋め込む体内埋込み式がある。血液ポンプには拍動型とし

ACE: angiotensin-converting enzyme

AVDO₂: arteriovenous oxygen content difference

BUN: blood urea nitrogen

BVAS: bi-ventricular assist system

CVP: central venous pressure

IABP: intra-aortic balloon pumping

LVAS: left ventricular assist system

PCPS: percutaneous cardiopulmonary support

PCWP: pulmonary capillary wedge pressure

RVAS: right ventricular assist system

SGOT: serum glutamate oxaloacetic transaminase

SvO₂: mixed venous oxygen saturation

TAH: total artificial heart

VAS: ventricular assist system

左房脱血および左室脱血:従来わが国においては装着が容易として左房脱血が用いられてきたが、体位により流量が変化すること、高度左心機能不全例では直接

的な減負荷を行いにくく、さらに左室内血栓形成の危険性があることより、最近では左室脱血が採用されるようになった。

表1 急性重症心不全の判定基準

主徴	
左心不全	
心係数	< 2.0 l/min/m ²
収縮期動脈圧	< 80 ~ 90 mmHg
左房圧	> 18 mmHg
右心不全	
心係数	< 2.0 l/min/m ²
収縮期動脈圧	< 80 ~ 90 mmHg
右房圧	> 18 mmHg
左房圧	< 5 mmHg
副徴	
尿量	< 0.5 ml/kg/h
SvO ₂	< 65%
AVDO ₂	> 7.0 vol%
臨床的印象	

でのダイヤフラム型、プッシャープレート型、サック型などと、無拍動流型の遠心ポンプや軸流ポンプがある。駆動法としては空気圧や電気式などがあるが、空気圧駆動方式は外部からのあるいは内蔵の陽・陰圧発生装置が必要であり、体内埋込み式とするのは困難であるが、体外設置式としては信頼性が高い。

現在わが国で広く用いられているのは、体外設置式拍動型 VAS である。

3. 心補助法

心補助法としては、左心補助(LVAS)、右心補助(RVAS)および両心補助(BVAS)があり、病態に応じて適応される。特に、左心補助か両心補助が必要であるかが臨床的に問題になるが、LVAS 駆動には左心系へ血液が流入してることが必要であり、右心機能により LVAS の補助流量が規定される。最近では、右心補助手段として一酸化窒素の吸入や三尖弁形成術(三尖弁逆流を伴う場合)が積極的に用いられるよ

表2 慢性心不全における急性増悪例に対する補助人工心臓の適応基準

- 1) 左心補助人工心臓
 - 内科的治療および/あるいはIABPに反応しない心不全
 - 1) 血行動態
 - PCWP ≥ 20 mmHg
 - および
 - 収縮期血圧 ≤ 80 mmHg あるいは心係数 ≤ 2.0
 - 2) 副徴
 - 1 時間排尿 ≤ 0.5 ml/kg
 - SvO₂ ≤ 60%
 - 臨床経過
 - 急激な血行動態の変化
 - 進行する腎機能障害*
 - 進行する肝機能障害**
- 2) 右心補助人工心臓
 - 左心補助人工心臓駆動下において一酸化窒素(NO)吸入を含む内科的治療および三尖弁形成術(高度三尖弁逆流例)に反応しない右心不全
 - CVP < 18 mmHg では、収縮期血圧 ≤ 80 mmHg あるいは心係数 ≤ 2.0
- 3) 適用除外
 - 1) 回復不能な腎機能障害
 - 2) 回復不能な肝機能障害
 - 3) 呼吸不全(循環不全に伴うものは除く)
 - 4) 高度な血液障害(出血傾向など)
 - 5) 重症感染症
 - 6) インフォームド・コンセントがとれない場合

*: 進行する腎機能障害の指標

BUN ≥ 40 mg/dl および/あるいはクレアチニン ≥ 2 mg/dl

1 時間排尿 ≤ 0.5 ml/kg (利尿剤の使用下)

** : 進行する肝機能障害の指標

総ビリルビン ≥ 2.0 mg/dl および/あるいは SGOT ≥ 200 U/l

うになり、右心補助を必要としない症例が増加している(表1, 表2)。

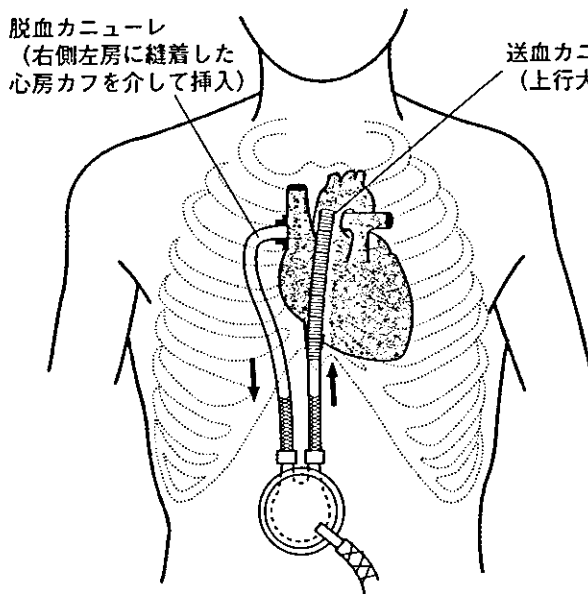
4. 体外設置式 VAS の装着法

装着は全身麻酔, 開胸, 体外循環下に行われる。

fill-to-empty (full-fill full-empty) モード：血液ポンプ内の血液充満の状態をセンシングし、血液が十分に充満した状態で駆動を開始し、血液が十分に排出さ

れた段階で拡張を開始する駆動法で、血液ポンプの効率がよく、血栓形成の危険性が少なく、さらに生体の状況に応じた駆動が行える。

a) 左房脱血方式左心補助



b) 左室脱血方式左心補助

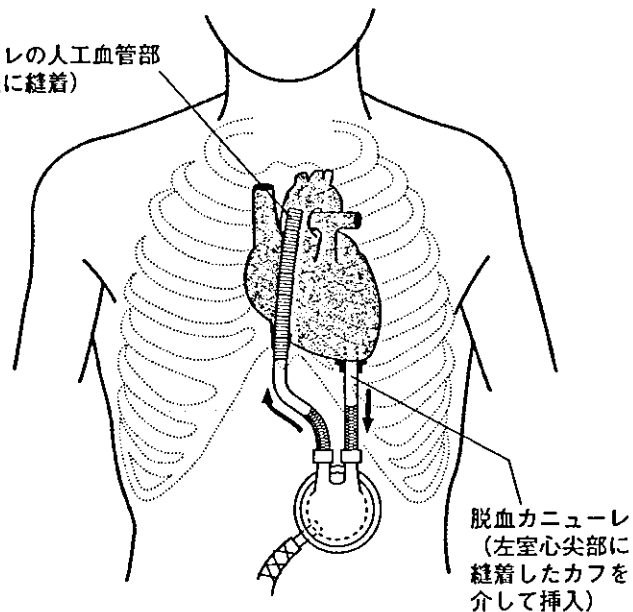


図1 体外設置式補助人工心臓

LVASの場合、左房脱血方式では右側左房に心房カフを縫着し、このカフを介して脱血カニューレを挿入する(図1a)。また、送血カニューレの人工血管部を上行大動脈に縫着し、血液ポンプを右上腹部に固定する。左室脱血方式では、左室心尖部にカフを縫着し、このカフを介して脱血カニューレを左室に挿入する(図1b)。血液ポンプは左腹部に固定する。

RVASでは、右心房に心房カフを介して脱血カニューレを挿入し、送血カニューレの人工血管部を肺動脈に縫着する。血液ポンプは右上腹部に固定する。LVASとの併用時には、左房脱血であればRVASがLVASの左側に、また左室脱血であれば右側に設置される。

5. VAS 駆動条件の設定

空気圧駆動における駆動は、通常、駆動陽圧および陰圧、収縮時間、トリガモード、ポンプ駆動回数などを設定して行う。駆動圧は、生体

の血圧、駆動チューブ長などを考慮して設定される。トリガ方式には、心電図同期、固有レート、fill-to-empty (full-fill full-empty) モードなどがある。装着早期あるいは自己心機能の低下が著明な状態では、最大のポンプ拍出量が得られるように調整する。トリガ法の選択では、IABPと同様にcounterpulsation*1効果を期待して心電図同期が優先される場合もある。心電図同期が良好に行われる場合には有効である。しかし、VAS装着早期は種々の不整脈を伴うことが多く、不整脈時にVASの駆動が不規則になり、流量が低下する。さらに、心電図波形を良好にモニタし続けることは困難である。また、長期補助中にリハビリを開始すると、良好な心電図波形を安定してモニタすることは困難となる。

VASは圧補助法のIABPと異なり、心電図同期を行わなくても血液ポンプに血液が流入すれば血液の駆出は可能である流量補助法であり、

VAS 駆動中の循環管理：VAS による循環補助を必要とする場合、短期の補助では心機能の回復が得難いことが多く、ACE 阻害剤や β ブロッカーなどの内科的

な抗心不全治療の併用および不整脈のコントロールが心機能の回復を得る上で重要である。

a) 血液ポンプ

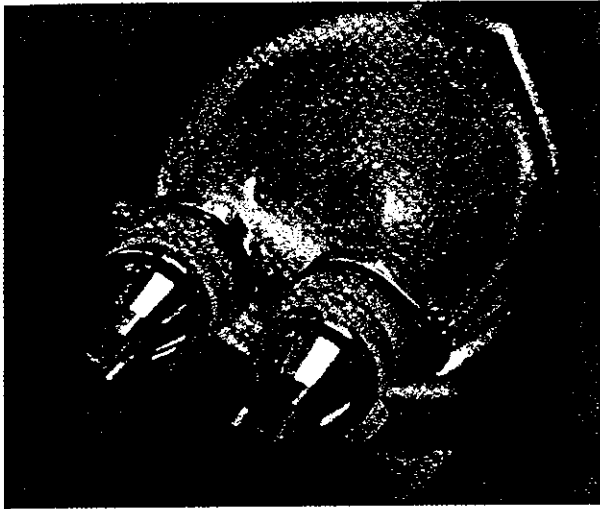
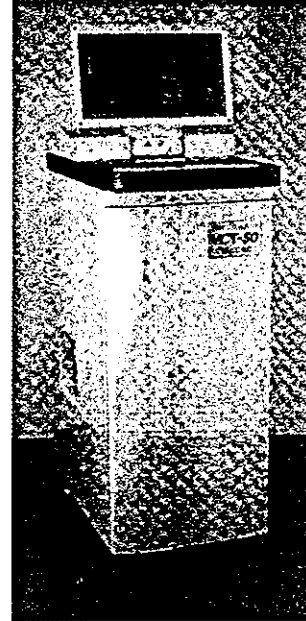


図2 東洋紡製VAS (国立循環器病センター型)

b) 制御駆動装置 (VCT-50)



自己心との同期を必要としない。したがって、VASの駆動を安定して行うためには、固有レートやfill-to-empty モードを選択する。

6. おもな血液ポンプ体外設置式VAS

1) 東洋紡製国立循環器病センター型(国循型)(図2)

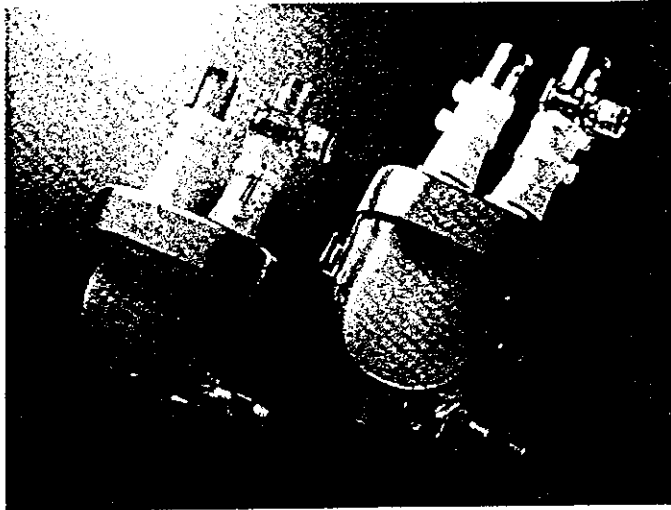
東洋紡 VAS は、空気圧駆動ダイヤフラム型で、材料にはセグメント化ポリウレタンを使用し、血液接触面は TM-3 が用いられ、良好な抗血栓性および機械的耐久性が得られている⁵⁾。成人用血液ポンプとして、Sorin 弁 (23 mm) が組み込まれ、1 回拍出量 70 ml、最大拍出量 7.1 l/min で、2 l/min 以上の流量を維持することが推奨されている。脱血管の生体側内径は 9 mm で、送血管には内径 12 mm の人工血管が組み込まれている。従来、電磁流量計を人工血管部に装着して流量を測定していたが、長期使用時における安定性や感染防止を考慮して最近では装着しないことが多い。体外の送血管に超音波流量計を装着して流量測定が行われることもある。駆動制御装置は、通常は外部からの陽・陰

圧を用いるが、内部に陽・陰圧発生装置を内蔵している。駆動法としては、心電図同期、固定レートがおもに用いられるが、左房圧および電磁流量計によるポンプ流量を入力することによる定値制御やインピーダンス法による fill-to-empty 駆動も可能である。また、VCT-50 は可動性を考慮した形状で、内蔵バッテリーにより 30 分間の駆動が可能で、病院内での移動が行える。最近では、左室脱血方式により 3 年以上の補助例もあり、また 2 年 4 カ月後に心臓移植が行われた症例もみられるようになっている。

2) 日本ゼオン・アイシン精機製東京大学型(図3)

血液ポンプは日本ゼオン社製空気圧駆動式塩化ビニル製サック型である⁵⁾。カニューレを含む血液接触面は、ポリウレタン・シリコンゴム共重合体の cardiothane で被覆し抗凝固性を高めており、血流計プローブが送血側に組み込まれている。また、1 回拍出量が 40 ml および 60 ml のものがあり、おのおの 1.5 l/min 以上および 2.3 l/min 以上の流量を維持することとされ

a) 血液ポンプ



b) 制御駆動装置(コラートBP1-V)

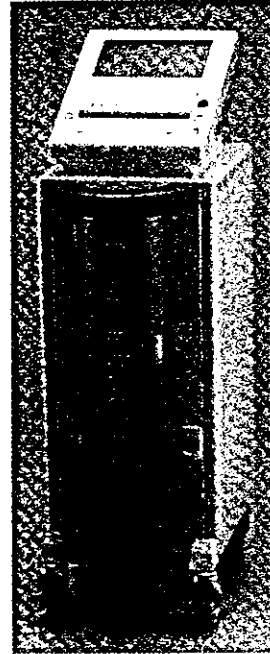


図3 日本ゼオン・アイシン精機製VAS(東京大学型)

ている。なお、40 mlポンプでは、19 mmのSorin弁が装着されており、脱血管の内径は8 mm、送血管先端の人工血管は内径10 mmのゴアテックスが用いられている。

駆動装置はアイシン精機製で、コラートBP1-VはIABPの駆動も可能である。駆動モードとしては、心電図モード、動脈圧モード、INTモード、EXTモードがある。また、30分以上のバッテリー駆動が可能である。

3) Thoratec VAS(図4)

血液ポンプおよび送・脱血管は、ポリウレタンのThoralonで作製されており、2相とし血液接触面においては抗血栓性を高め、もう1相では機械的耐久性を高めるようにしている⁶⁾。また、血液ポンプはBjork-Shiley Monostrut弁を使用し、送血管には14 mmのDacronグラフトを用い、1回拍出量65 ml、最大7.2 l/minである。制御駆動装置は、病院内で使用すると、ブリーフケース大で9.8 kgのバッテリー駆動のもの(TCL-II)がある。駆動法には、固定モード、心電図同期モード、fill-to-emptyモード(内蔵のセンサで拍出量を計測)があるが、通常fill-to-emptyモードが用いられる。

7. 東洋紡VASにおける駆動条件の設定

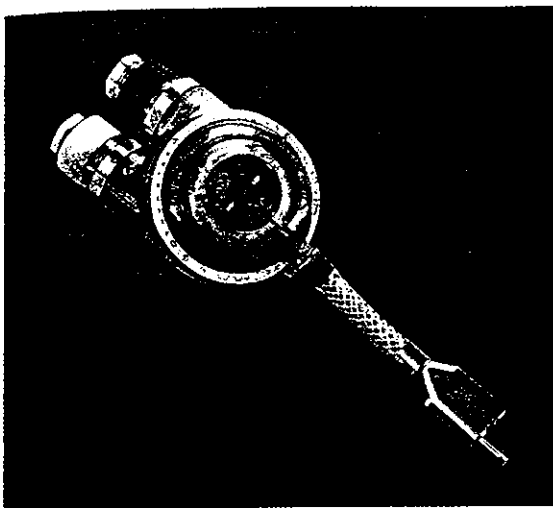
東洋紡VASでは、通常、固有レートを選択し、

駆動回数は装着初期は100～120 bpmを選択する^{7),8)}。その後自己心機能に応じて80～90 bpm前後に減少する。駆動陽圧は、最高血圧より50 mmHg以上を維持するようにし、装着初期には血圧の変動などがあるため250 mmHg前後に設定する。その後、循環動態が安定すれば210～220 mmHg前後に設定する。血圧が高い場合には、積極的にACE阻害剤やβブロッカーなどを併用する。また駆動陰圧は、通常、40～50 mmHg前後に設定する。なお、駆動陰圧を50 mmHg以上に上げて補助流量は大きく変化しない場合が多い。%-systole(収縮時間)は、ポンプ内血液充満の程度をみながら、完全充満・完全駆出を行える条件に設定する。この場合、完全充満をすべての駆動時にみられるようにすることは、急激な左心系への流入血液量の増加に対応できないため、数拍に1拍ないし2拍みられるように調節する。

8. 抗凝固療法

VAS装着後、外科的出血がコントロールされた段階で開始することが多い。経口摂取ができない場合には、ヘパリンあるいは低分子ヘパリンが用いられる。経口摂取開始後は、ワーファ

a) 血液ポンプ



b) 制御駆動装置(バッテリー駆動, TCL-II)



c) 制御駆動装置(病院内使用型)

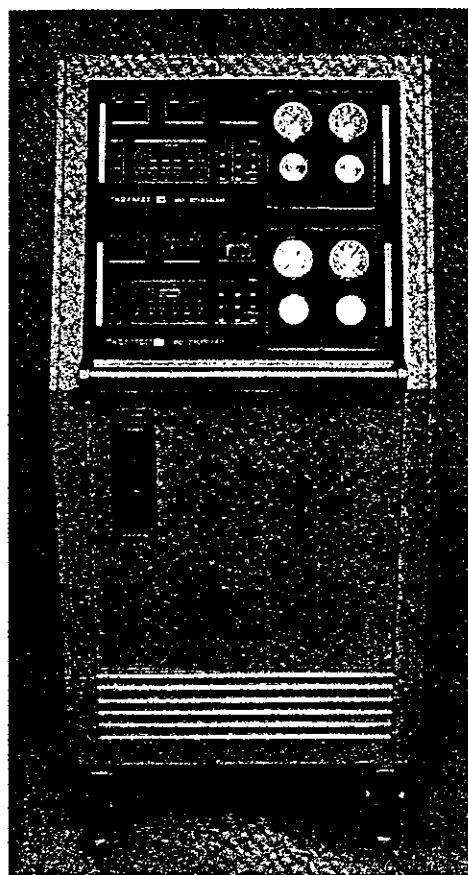


図4 Thoratec VAS

リン(PT-INR *² 3 ~ 3.5)および抗血小板剤の併用が行われる。ポンプ流量が少なくなると血液が凝固しやすくなり、血栓形成が促進されるため、ポンプ流量を一定以上に保つようにする。

9. 血液ポンプの交換

東洋紡および日本ゼオン社製の血液ポンプは1カ月の使用を目標として開発されたものであり、30日で交換することとされている。東洋紡製ポンプにおいては、これまでの臨床経験上数カ月以上単独ポンプでの駆動が可能であり、注意深い観察を行いながら異常を認めない場合には、数カ月程度単独ポンプによる駆動が行われている。

東洋紡製ポンプでは、通常、ポンプ内に血栓形成を認めた場合、血栓の状態(大きさ、範囲、

可動性の有無など)を観察し、小範囲の非可動性血栓で、その時点での抗凝固療法が不十分な場合には、血栓の推移に注意しながら抗凝固療法 of 適正化を図る。血栓が大きいあるいは可動性がある場合には、ポンプ交換が必要となる。ポンプ交換は、通常手術室で覚醒下に行う。自己心機能が安定していれば、ヘパリン(100単位/kg)投与後にポンプの駆動を停止し、ポンプ交換を行う。自己心機能が低下している場合には、一時的なカテコラミンの投与あるいはPCPS補助下でのポンプ交換を考慮する。

10. 感染予防

VASによる循環補助を長期行う場合、感染予防が重要となる⁹⁾。特に体外設置式では2つのカニューレが皮膚を貫いているため、医療スタッフのみならず患者本人や患者家族にも感染防止の重要性を理解してもらうようにすることが大