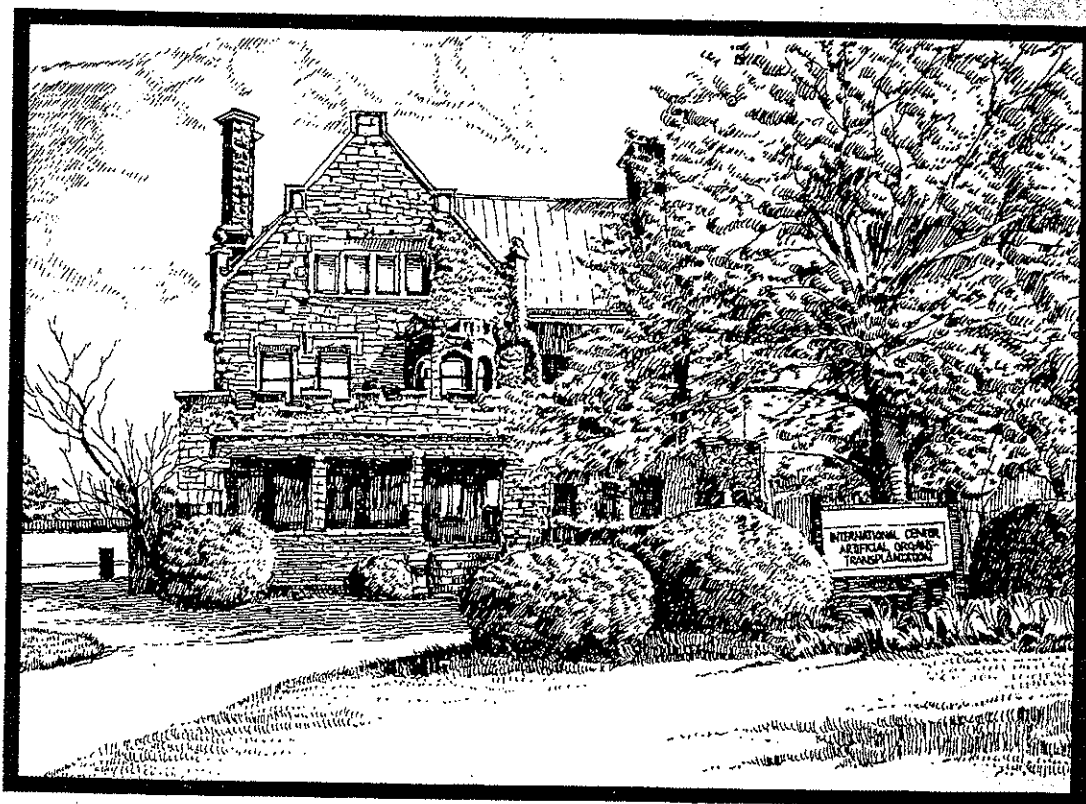


The International Center For
ARTIFICIAL ORGANS
AND
TRANSPLANTATION



人工臓器と臓器移植の国際センター

ICAO & T

目次	Table of Contents	Page
A) センターの機能 The function of the Center		
・人工臓器及び臓器移植	Artificial organs and transplantation	2
・当センターは	The International Center	2
・インフォメーション	Information	3
・教育施設	Education	3
・博物館	Museum	4
・表彰者の横顔	Profiles of the distinguished fellow award	6
B) 血液浄化と代謝 Blood purification and Metabolism		
・瀉血	Bloodletting	8
・輸血	Blood transfusion	13
・血漿分離療法	Plasmapheresis	17
・人工腎臓ギャラリー	Kidney gallery	22
・人工肝臓ギャラリー	Liver gallery	26
C) 人工心臓発達の歴史 History of artificial heart development		
・人工心臓ギャラリー	Cardiovascular gallery	29
・人工心臓の初期の発達 (1937~1962)	Early development of the artificial heart	29
・新しい材料と概念 (1963~1970)	New materials and concepts	30
・人工心臓移植のための問題点	Problems in replacing the natural heart-Mechanical reliability	31
・最近の空気駆動性人工心臓 (1971~1983)	Recent air-driven hearts	32
・完全植込み型人工心臓への道	Towards a totally implantable artificial heart	33
・人間に植込まれた人工心臓 (1969~1983)	The artificial heart in man	34
・左室補助循環装置	Left heart assist	35
・日本に於ける人工心臓研究の足跡	The footprint of the artificial heart research in Japan	44

ごあいさつ

Clevelandの「人工臓器と臓器移植の国際センター」に歴史博物館が併設されたのは1981年5月でした。爾来Standard石油会社の前理事長のSpahr氏をはじめ地元学界、財界の皆様の寄附金その他の援助を受けて発展してきました。また一方ではDr. Kolffをはじめ多くの研究者や研究所から数々の初期の機器や文献などを寄贈されて、この博物館もだんだん充実して参りました。

この度、京都で国際人工臓器学会が開かれることになり、この機会に博物館の沢山のコレクションの中から、血液浄化と人工心臓を含めた循環補助の発達史に関する部分を展示致しました。

この展示会を開くに当りましては実に沢山の方々のご援助、お骨折りを頂戴致しました。とくに人工臓器と臓器移植の国際センターの副理事長の能勢之彦氏、今回のISAOの会長の渥美和彦氏、同副会長の一人である榊原欣作氏、東大医科研の大坪修氏、そして三重大学医学部の矢田公氏に私はまずお礼を申し上げたいと思います。この方々の積極的なご示唆とご援助によってこの展示のプログラムが進められて参りました。

また米国側の方々、すなわち歴史博物館の管理責任者のLindan博士、管理副主任のJones女史、展示室主任で今回の血液浄化セクションの責任者のKambie博士、教育主任で今回の心臓関係の責任者のOlsen博士、そして秘書のKasavich女史のそれぞれの方々にも心から感謝致します。この方々が実際にこの催しにつきまして今までの経験を駆使して具体的に選択、編集、レイアウト、そして発送までして下さいました。この方々のこのような援助なしには、この展示会は開かれなかったに違いありません。

最後に、泉工医科工業株式会社社長の青木由雄氏に心から謝意を表したいと存じます。先代社長の青木利三郎氏の個人的なコレクションの中から、人工臓器の分野では未だ黎明期だった頃に日本で使われた貴重な機器を、この展示のために貸して下さいただけでなく、いま皆様が手にしておられるこのガイドブックも発行して下さいました。

このように本学会に於ける独得の催し物の歴史展示室は、多くの方々の善意と努力によって開催されていることをお知らせして、もう一度感謝の意をあらわしたいと存じます。ありがとうございます。

Cleveland Clinic客員教授
初代のセンター附属博物館 館長

工藤武彦 (編集責任者)

Preface and Acknowledgments

"The historical museum" which is attached to the International Center for Artificial Organs and Transplantation (ICAO & T) in Cleveland was established in May, 1981. Since then the museum is increasingly enriched owing to support of Mr. Charles E. Spahr, retired chairman of the Board of the Standard Oil Co. Ltd., and other Trustees of ICAO & T.

And on the other side, this is also gradually completed by the benefit from many pioneers in the field of Artificial Organs' Research including Dr. Willem J. Kolff.

Today, on the opportunity of the meeting of ISAO in Kyoto, the historical exhibits of the blood purification and the cardiac assist devices including artificial heart are arranged at the Kyoto International Conference Hall from the collection of Artificial Organs in the museum of ICAO & T.

This temporary exhibition in Kyoto is exceedingly indebted to open to many persons in Japan and United States.

Particularly I wish to acknowledge Dr. Yukihiko Nose, Vice President & Treasurer in Governance of ICAO & T, Dr. Kazuhiko Atsumi, Chairman of the 4th Congress of ISAO, Dr. Kinsaku Sakakibara, Vice Chairman of the 4th Congress of ISAO, Dr. Motokazu Hori, a member of Committee of the 4th Congress of ISAO, Dr. Osamu Otsubo, a member of Committee of the 4th Congress of ISAO, and Dr. Isao Yada, Assistant Prof. of Mie University, who produced this exhibition program.

I also wish to gratefully acknowledge the staff of the ICAO & T: Dr. Olgiel Lindan, Scientific Director, Miss Judith D. Jones, Administrative assistant, Dr. Helen E. Kambic, Director of Museum Exhibits, Dr. Eric K. Olsen, Director of Education Programs, and Miss Cecilia C. Kasavich, Development Officer in the ICAO & T, who have substantially contributed to the display in this exhibition.

I, also, wish to thank Mr. Yoshio Aoki, President of Senko Medical Instrument Mfg. Co. Ltd., who offered several valuable early devices in Japan for the exhibition and in addition published this guide book for us.

Thus I would like to point out that this exhibition was opened depend on many people's good wishes and efforts. Heartfelt thanks go to all.

Former Scientific Director of
ICAO & T
International Visiting Prof. of
Cleveland Clinic Foundation.
Editor of this guide book.

Takehiko Kudo, M.D.

人工臓器及び臓器移植

数多くの人々が、人工腎臓、心臓ペースメーカー、人工関節、整形移植、人工血管、人工弁等の恩恵を受け、また人工心肺装置により開心手術や、心臓移植も可能になった。

当センターは

研究者のための情報・教育センターとして、人工臓器及び臓器移植の過去、現在、そして将来の展望にわたって展示している。

当センターは、オハイオ州クリーブランドにあって、当地が人工臓器開発の先端にある証左となり、国際人工臓器学会の信託を受けている。

Artificial Organs and Transplantation

Modern Technology for Prolongation and Improvement of the Quality of Life.

Millions of people already benefit from:

- Artificial Kidneys
- Implanted Heart Pacemakers
- Implanted Artificial Joints
- Plastic Surgical Implants
- Synthetic Blood Vessels
- Artificial Heart Valves

Machines for blood oxygenation and for assisted circulation have made possible open heart surgery and heart transplants.

The International Center

Operates and maintains an information and education center and a museum for education of the professional and lay public in the historical development, current state of the art, and future development of artificial organs and organ transplantation.

Located in Cleveland, Ohio, USA, in recognition of the city's pioneering role in the development of artificial organ technology, the Center is operated under the trusteeship of the International Society for Artificial Organs.



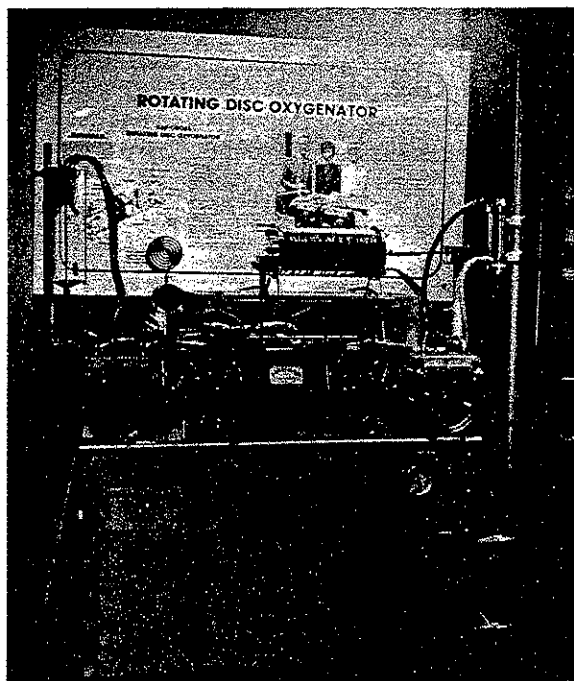
人工臓器と臓器移植の国際センター(ICAOT)の建物。人工臓器の歴史博物館も、この中に併設されている。

Home of the International Center.
8937 Euclid Avenue, Cleveland,
Ohio 44106
Telephone: (216) 229-1800



博物館内の人工心臓の展示に見入る女子学生たち。

Local students view the Center's exhibits on the artificial heart.



初期の Kay-Cross 型の回転円板型人工心肺。(国際センターの永久保存展示品から)

Early heart-lung machine (Kay-Cross Oxygenator) part of the ICAOT's permanent exhibits.

博物館

当センターでは、合衆国、ヨーロッパ、日本などからの2,000以上の歴史的な医療器具を展示している。

展示品は、循環器、呼吸器、臓器移植などの分野に分かれている。

また、研究者のための短期の展示も行われる。

Museum

The International Center has assembled a collection of more than 2,000 pieces of historical medical hardware mainly from the United States, Europe, and Japan.

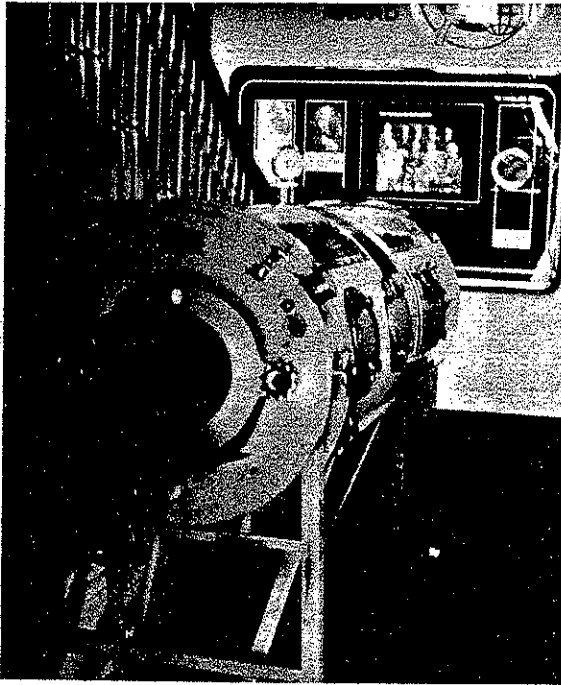
Exhibits cover the areas of circulatory assist (blood vessels and heart), pulmonary assist (lungs), renal assist (kidneys), plasmapheresis, organ preservation, organ transplant, and prosthetic implant.

Temporary exhibits are provided for lectures, meetings, and symposia.



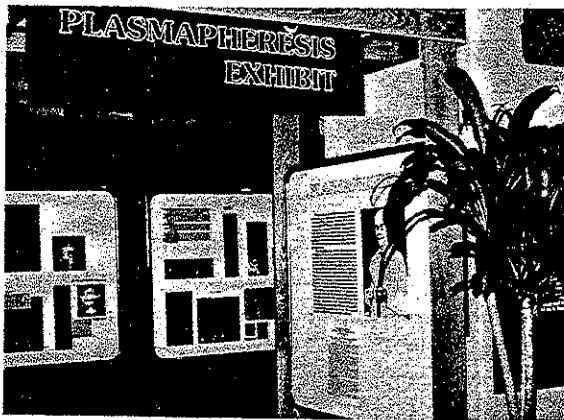
国際センターが買収を予定している旧図書館。現在の建物は手狭になった上に、記念建造物として国の指定を受けているため、改造や建て増しが許されなくなった。

Possible new home of the International Center, located in Cleveland, Ohio.



脳性小児麻痺患者のための“鉄の肺。”（国際センターの永久保存展示品より）

Iron Lung used for polio patients, part of the ICAOT's permanent exhibits.



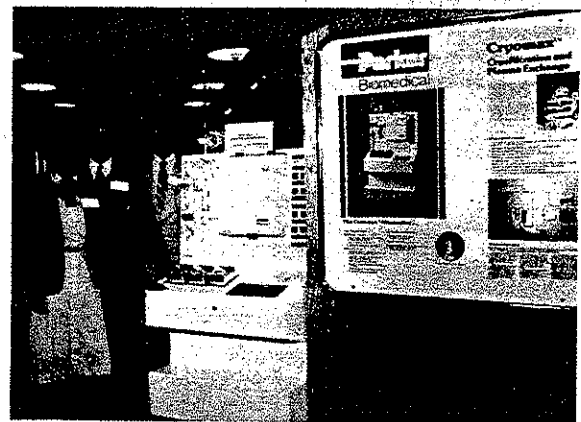
1982年4月、クリーブランド市で開催された第1回Plasmapheresis研究会のときの展示場の入口。

Entrance to the exhibit on plasmapheresis prepared in conjunction with the first Symposium on Plasmapheresis, Cleveland, April, 1982.



1983年3月、オハイオ州メイフィールド市のHilcrest病院の“Heart Fair”において、数々の人工心臓の模型を用いて、その発達の歴史の説明をする Dr. Olsen——彼は国際センターの啓蒙教育主任である。

Dr. Eric K. Olsen, director of Educational Activities for the International Center, with travelling artificial heart exhibit at the Hillcrest Hospital heart fair, February, 1983.



1983年4月、第2回Plasmapheresis研究会で展示された、Parker-Hannifin Biomedical社のCryomax Plasmapheresis machine。

Representatives of Parker Hannifin Biomedical with a Cryomax plasmapheresis machine, taken at the second Symposium on Plasmapheresis, April, 1983.

表彰者の横顔

THE DISTINGUISHED FELLOW AWARD

“The Distinguished Fellow Award” (論功賞)は、人工臓器発達史の上で、極めて顕著な貢献を成し遂げた人に贈呈されるもので、今までに、それぞれの人工臓器装置を製作し、製品化し、商業ベースにのせて普及させた世界的に有名な3名の人々だけが、この名誉を受けたのである。

そのうちの一人、青木利三郎氏は泉工医科工業株式会社の創立者であり、前社長である。彼は以前に、日本医科器械学会の会長を勤めたが、これは医師以外の領域から選ばれた唯一の会長である。彼は日本で最初に独特の人工腎臓を開発・製作し、それを臨床応用に供し、また最初の人工心肺や人工肝臓を製作し、これも臨床に応用された。この様な彼の開拓者的な功績に対して、1981年5月にThe Distinguished Fellow Awardが授与されたのである。彼の夢想上の手がかりを追いかけ、熱狂的にその研究に取り組む姿勢は、全世界を通じて、いろいろな種類の人工臓器の発達や、その応用に多くの影響を与えたものである。

青木氏はまた、東京郊外に人工臓器を含めた沢山の古い医科器械を集めて“青木記念医科器械資料館”を設立した。このような彼のすべての偉業に対して、天皇および国から褒賞と叙勲を与えられている。

青木氏と共にThe Distinguished Fellow Awardの名誉に輝いた二人は、西ドイツのEnka株式会社の前社長Werner Bandel博士と、米国フロリダ州のCordis株式会社の理事長のWilliam P. Murphy Jr.博士である。

Bandel博士は1950年代初め、Membranaの名で知られる血液透析用の透析膜を開発し、その膜透析の技術を完成させた。

またMurphy博士は、Cordis-Dow会社の社長として、ハーバード大学、MIT、そしてイリノイ医科大学などで学んできた工学と医学の知識を駆使して、心臓ペースメーカーの開発と普及に努力し、さらにホローファイバー血液透析装置を開発し、その技術を世界に広めた。

THE CLEVELAND AWARD

“The Award Cleveland” (クリーブランド賞)は、「人工臓器と臓器移植の国際センター」の理事会において、人工臓器に関する研究面や開発に特別の功績があった人を選び、その人に与えられる。表彰の楯に描かれたデザインは、当センターのシンボルマークで、図案化した人体——これは長い命を表現している、シュロの葉——勝利者の栄誉の表現、そして彼の世界的な貢献を讃える地球の絵が組み合わされている。

その受賞者は……

- Willem J. Kolff博士 (1978年受賞)
彼は米国ユタ州のソルト・レイク市にあるユタ大学人工臓器部のチーフである。
- John P. Merrill博士 (1979年受賞)
彼は米国マサチューセッツ州ボストン市にあるブリガム&婦人病院の腎疾患部門の前部長。
- Adrian Kantrowitz (1981年受賞)
彼は米国ミシガン州デトロイト市にあるサイナイ病院の心臓血管外科のチーフである。

Profiles of the Distinguished Fellow Award

THE DISTINGUISHED FELLOW AWARD

The Distinguished Fellow Award is presented to individuals for outstanding contributions in the development of artificial organs, particularly in bringing such devices to the stage of commercial manufacture. Only three individuals worldwide have been selected for this honor.

Mr. Risaburo Aoki, Founder and Chairman of the Board (retired), of the Senko Medical Instrument Manufacturing Company, and past president of the Japanese Society for Medical Instrumentation, received the Distinguished Fellow Award in May of 1981 in recognition of his pioneering work, including the development and manufacture of the first hemodialyzer and first heart-lung machine used in Japan. His visionary approach and enthusiasm have affected the growth and use of nearly every type of artificial organ throughout the world. Mr. Aoki also founded the . . . Medical Museum in Tokyo, and was honored by the Emperor of Japan for his achievements.

The other recipients of the Distinguished Fellow Award have been Dr. Werner Bandel for his accomplishments in hemodialysis membrane technology and Dr. William Murphy for the development of hollow fiber kidneys. (photos of Mr. Aoki, Dr. Bandel, and Dr. Murphy included)

THE CLEVELAND AWARD

The Cleveland Award is bestowed by the International Center for Artificial Organs and Transplantation to candidates selected by the Board of Trustees of the International Society for Artificial Organs for exceptional accomplishment in research and development in artificial organs. The design of the award includes stylized symbols of the body, representing long life; the palm, as “the reward of honor due to a victor”; and the globe, for the worldwide contributions of the award winners.

Among the distinguished recipients of this award have been:

- Dr. Willem J. Kolff, 1978
Head, Department of Artificial Organs
University of Utah
Salt Lake City, Utah, U.S.A.
- Dr. John P. Merrill, 1979
Director (Retired), Renal Division
Brigham and Women's Hospital
Boston, Massachusetts, U.S.A.
- Dr. Adrian Kantrowitz, 1981
Chief, Division of Cardiovascular Surgery
Sinai Hospital
Detroit, Michigan, U.S.A.



右側の青木利三郎氏が、国際センターの理事長の Charles E. Spahr から表彰の楯を授与されているところ。中央は宮田照夫氏である。

Mr. Risaburo Aoki (right) accepting the Distinguished Fellow Award from Mr. Charles E. Spahr, Chairman of the Board of Trustees of the International Center for Artificial Organs and Transplantation, while Dr. Teruo Miyata looks on.



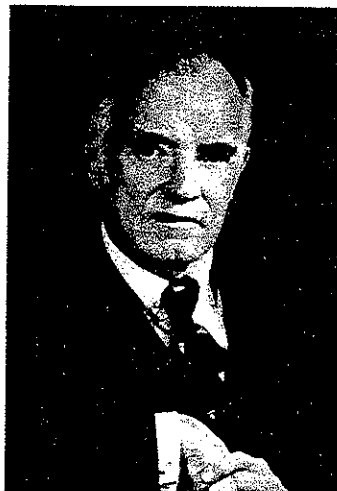
Dr. Werner Bandel



Dr. William Murphy



Dr. Willem J. Kolff



Dr. John P. Merrill



Dr. Adrian Kantrowitz

瀉血

BLOODLETTING



パトロクルスの腕を包帯するアキレス。
(およそ紀元前500年頃にブルガリアの首都ソフィアで作られた額)。これは床屋のシンボルポールと同じ目的に用いられた。

Achilles bandaging the arm of Patrokles.
From a plaque by Sofias dated about 500 B.C.

体から血を抜く治療、すなわち瀉血という方法は殆ど世界中の社会で、病気の治療法として行われていた。

18世紀の初期には、瀉血とこれに類した方法はアメリカとヨーロッパで最高潮に達した。そして、解剖学や血液学の知識が広まるにつれて、瀉血を受ける人工は、西洋に於いて19世紀の中頃には減少しはじめていた。

西暦500～1500年の中世と呼ばれる頃は、血を流す治療法は、外科医ではなく、いわゆる床屋外科医によって、しばしば行われていたものであった。

一般に、床屋では出血や、すいふくべによる瀉血法(吸角法)や、ヒルを用いて血を吸いとる方法が、代々因襲的な仕事として行われていた。

Bloodletting, the therapeutic removal of blood from the body, has been performed as a remedy for almost every illness known to man in nearly every society and culture of the world.

In the early 18th century bloodletting and related procedures reached their height in popularity in the United States and in Europe. With the increased knowledge of anatomy and hematology, bloodletting began to decline in the western world by the middle of the 19th century.

During the Middle Ages (500 - 1500 A.D.) therapeutic techniques dealing with blood were frequently done by barber-surgeons who took over the procedures shunned by surgeons. Barbers commonly practised bleeding, cupping, and leeching along with their more conventional tasks.



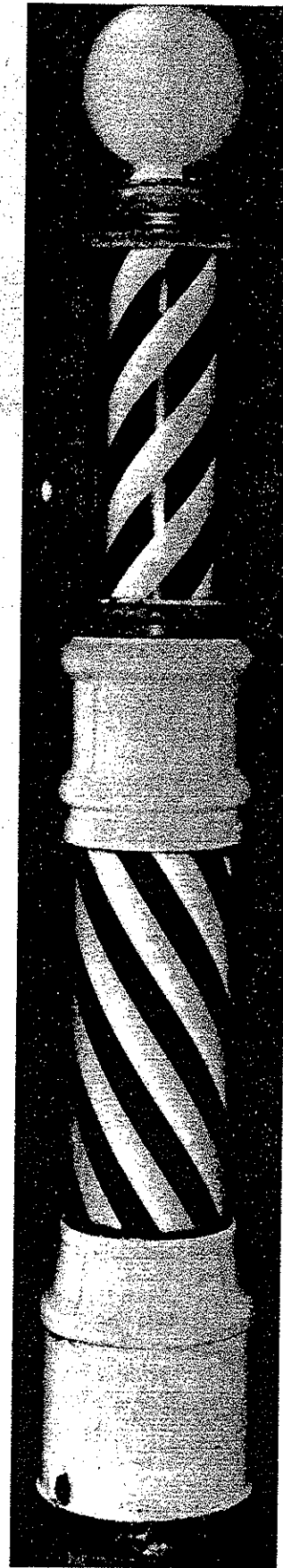
フモール（気分）と呼ばれた古い時代の体液説は、中世の健康と病気の概念を作り出した。我々は今でも気質や心持ちを表現するときに、いい気分、又は悪い気分などと話す。憂うつ質は悲しみと同義語であり、粘液質は気分のすぐれない反応のことである。多血質は血色が良く、愛嬌のよい人を表わし、胆汁質とは怒りっぽい人を表わす。（チューリッヒの中央図書館の許可により掲載）

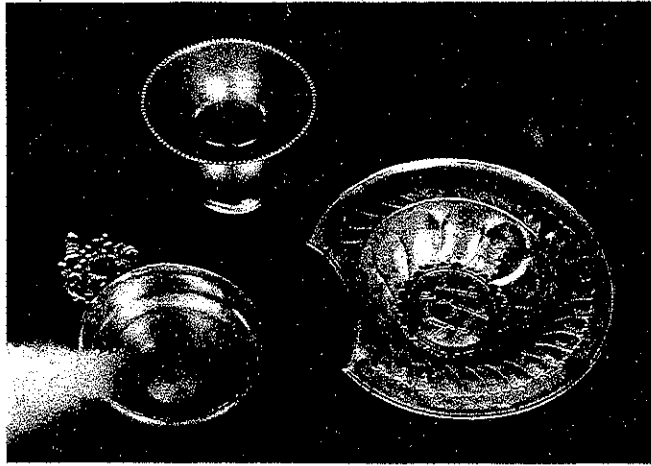
Body fluids of antiquity, called humors, served as medieval notions for health and disposition. We still speak of good and bad humors to describe temperament and mood. Melancholy is synonymous with sadness and phlegm with unemotional reactions. Sanguine refers to a ruddy or cheerful person, while choleric describes an irritable one.

Reproduced by permission from the Zentralbibliothek, Zurich, Ms. C54

今でもなお見かける床屋のマークは、中世からつづいたシンボルである。このポールは、出血した患者によって握られたステッキを表現している。白い縞は切られた静脈の上に巻かれた包帯を意味し、赤い縞は患者の腕に流れ落ちる血を表現している。このポールはおよそ1905年頃のものである。

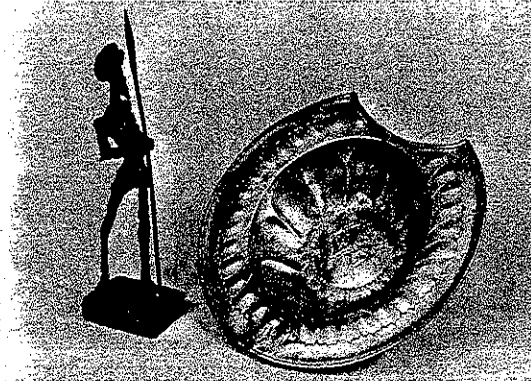
The barber's pole which is still evident today is a symbol from medieval times. The poles represented the stick which was grasped by the patient to promote bleeding. The white stripe represented the tourniquet which was tied just above the vein to be opened and the red stripe represented the blood as it flowed down the arm of the patient.





流れ出る静脈血を受ける特別の鉢。これらは14世紀の初めに作られた。初期には、これらの鉢は粘土か真ちゅうで作られたが、のちには錫で作られるようになった。あるものは瀉血の量を計れるように目盛をされたものもある。

Special bowls to catch the blood as it flowed from a vein were made for the first time in the 14th Century. The earlier basins were made of clay or brass and later pewter bowls were made. Some of the pewter bowls had graduations to measure the amount of blood removed.



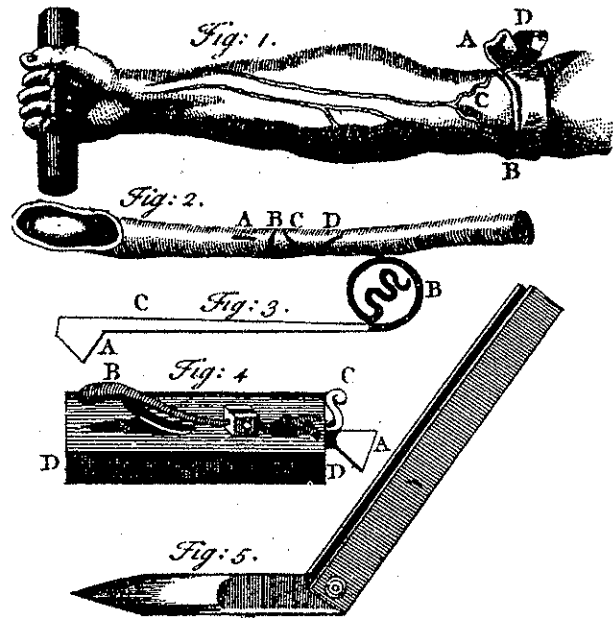
戯曲、Mancha のドンキホーテの中で、Miguel de Cervantes Saavedraは、Mambrinoのヘルメットとして、この様な鉢を用いた。

In Don Quixote de la Mancha, Miguel de Cervantes Saavedra used this type of bowl as the "Helmet of Mambrino".

18世紀中頃の瀉血の道具と手技を示す。

- 図1. 静脈の走行
- 図2. いろいろな切開の型
- 図3. 静脈の切開刀
- 図4. バネつき切開刀
- 図5. フランスの切開刀の一つ

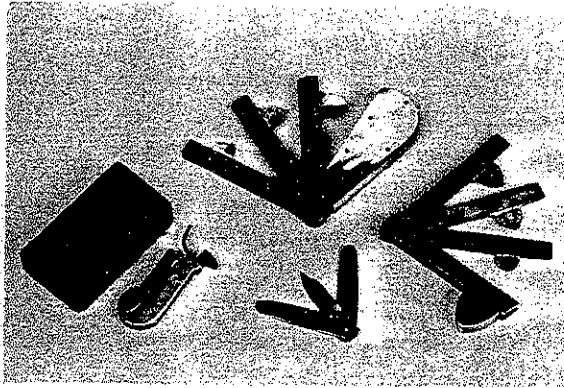
(National Library of Medicine の許可を得て掲載)



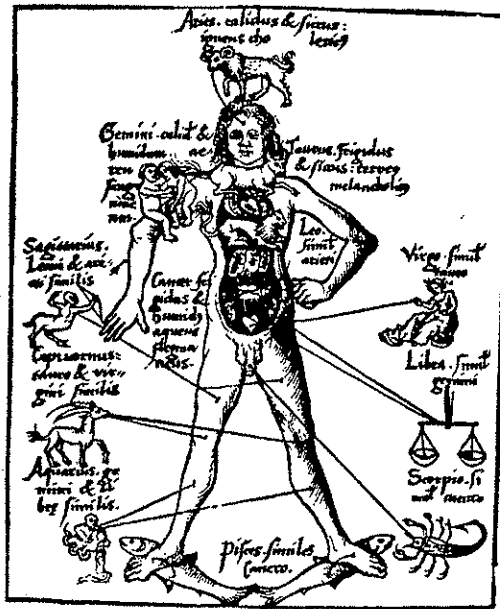
Shown are instruments and techniques of bloodletting in the mid-eighteenth century. Fig. 1 illustrates the common veins bled, Fig. 2 the various types of incisions, Fig. 3 a fleam, Fig. 4 a spring lancet, and Fig. 5 is an example of a "French lancet."

Reproduced by permission from the National Library of Medicine.

いろいろな瀉血の道具



Bloodletting instruments clockwise from the top: fleam with horn shield, fleam with brass shield (used in the 17-18th Century); thumb lancet (developed in the 15th Century); spring lancet with box (developed in 17th Century).



中世を通じて占星術が流行した。特別な病気に悩む患者に、瀉血する最良の時期を示している。

ここに示す占星術の図は、星の影響を描写したいろいろな体の部分の上に、十二宮の記号を描写している。(Ann Ronan Picture Libraryの許可を得て掲載)

During the Middle Ages astrological influences played a part in the decision as to the best time to bleed a person suffering from a particular illness. Astrological charts like the one shown were printed depicting the influence of the stars and the signs of the zodiac on the various bodily parts.

Reproduced by permission from the Ann Ronan Picture Library

ヒルは、医学上二つの用途に用いられた。吸血と薬種である。この虫の歯は特殊で、皮膚に食い込み、血を吸い、腹いっぱい血でふくらむ。凝血を防ぐため、ヒルジンと呼ばれる抗凝固作用の分泌物を傷口に注入するので、ヒルが腹いっぱいになって、はなれ落ちたあとも、出血は止まらないのである。



この白い壺は、19世紀の終り頃に、ある薬局で発見されたもので、新鮮なヒルをこの中に蓄えて、ショーウィンドーに置いたものである。

Leeches are members of the Hirudinea division of the Chaetopod worms. Two varieties have been used in medicine, the horse leech and the species known as *Hirudo medicinalis*. These worms are fitted with chitinous jaws capable of producing a triangular or triradiate bite though which they can suck blood into their vast, expanding stomachs which fill the whole body. To prevent coagulation, an anticoagulant, hirudin, is injected into the wound, with the effect that when the leech is fully gorged and has fallen off, the blood continues to flow freely.

White ceramic leech jars were found in the late 19th Century pharmacies. The freshest leeches were stored in the jars in the store front windows.

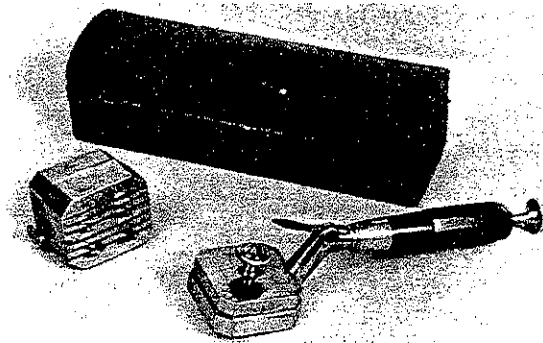


乱切法を行っているシーン、1719年。適当な血液を得るために、20から40ヶ所の傷を患者の脛に作り、患者はお湯を入れたたらいの中に立つのである。乱切刀は、1708～1719年頃より以前に現われ、吸血法を行う前に毛細管を切るために用いられた。
(National Library of Medicine の許可を得て掲載)

Scarification scene, 1719. In order to obtain sufficient blood, 20 to 40 slashes were made in the patient's legs and the patient then stood in a basin of warm water.

Scarificators were invented before 1708-1719 and were used to sever the capillaries prior to the cupping procedure.

Reproduced by permission from the National Library of Medicine.



Tiemann 乱切刀

Blade Scarificator; patent model of Tiemann's scarificator, with box.



1888年頃、吸角法 (cupping) は、ガラスやあるいは他の材質でできたカップを用いて行われた。それを皮膚にあてて、中の空気を吸引などによって追い出し、陰圧で血液を吸い出すのである。これは二種類あり、dry法では皮膚を傷つけずに皮下の外傷などに用いられ、wet法ではカップを当てる直前に、皮膚に乱切を加える方法である。どちらの方法も、多分、相当の心理的効果があったものと思われる。

古い時代の吸角法に用いられた道具のセット。いろいろなサイズのカップとアルコールランプ。

In 1888, the operation of cupping was performed by applying to the skin a glass or other form of cup after the air within it has been removed by heat or by suction. In the dry method the cup was applied to the unbroken skin, causing local subcutaneous trauma and acting as a counter-irritant. In the wet method the skin was scarified immediately before the cup was applied, and was a recognized method of bloodletting. Both methods probably had considerable psychological value as well.

Early cupping set which includes several vessels of various sizes and an alcohol lamp.

輸 血

BLOOD TRANSFUSION



1668年に印刷された輸血に関する最初のテキスト。(G. Keynes 編集“輸血”より)

Title page of the first textbook on blood transfusion printed in 1668. Reproduced by permission from G. Keynes, ed. Blood Transfusion.

19世紀になって、漸く生命維持のための血液の重要性がわかってきた。またその組成もはっきりとわかってきた。今や輸血は健康を保つ第一の治療法の一つになっている。そして全血を輸血したり、各血球を分離して輸血したり、血漿や血漿からの誘導物を与えたり、いろいろな方法が行われるまでになった。

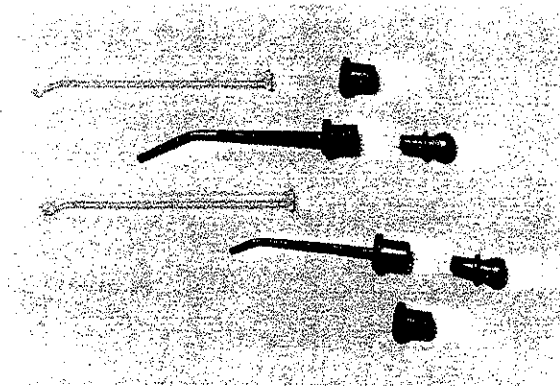
輸血法は、Harveyの血液循環の重大な発見につづいて、17世紀の中頃に初めて行われたようである。最初は動物を用いて実験的に行われた。それから人間に利用された。1665年までに英国のLowerが初めて動物に輸血し、またそのことを記述している。つづいてフランスのDenisらが、人間における最初の輸血成功例を報告している。

抗凝固剤の発達によって、輸血は外科医の手をはなれた。血液凝固のトラブルを克服することによって、輸血法はさらに発達した。血液の保存、遂には血液銀行のはじまり、血液組成の分離、それらのそれぞれの目的に従った特殊な利用、そして最後は、血漿組成の分離や濃縮など、いろいろと利用されるようになったのである。

Only in the last century has the lifesaving potential of blood and its components been truly appreciated. Now the use of blood transfusion ranks as one of the foremost therapeutic advances for the restoration of health, involving the use of whole blood, its separated components, its plasma and plasma derivatives.

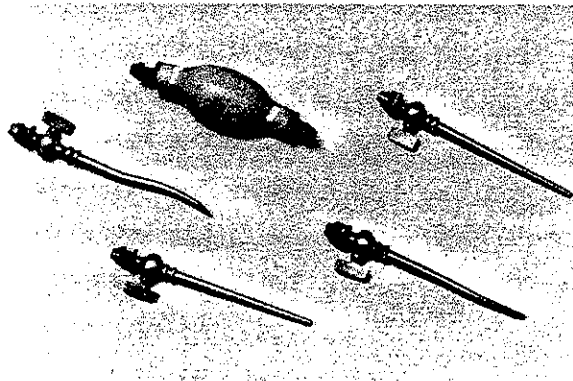
The beginnings of transfusion therapy date from the mid 17th century following Harvey's momentous discovery of the circulation of blood, which first stimulated research on animals and then on man. By 1665, Lower, in England, performed and described the first animal transfusions, whereas Denis, in France, is credited with the first successful transfusions in humans.

The development of anticoagulants took blood transfusion out of the hands of the surgeons. Overcoming the problems of blood clotting led to the development of transfusion therapies, to the storage of blood, eventually to the beginning of blood banks, to the separation of blood elements and their specific uses, and finally to the fractionation and concentration of plasma components.



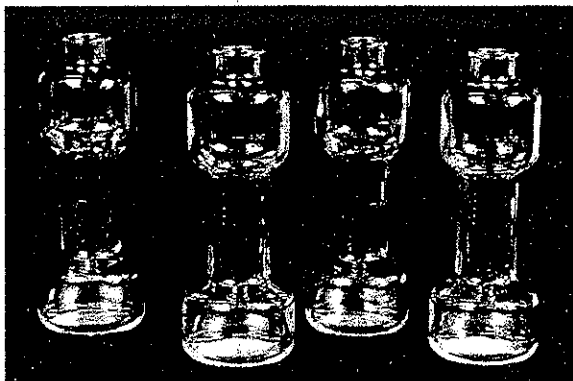
Hasseによって用いられたカニューレ

Silver cannulae used by Hasse.



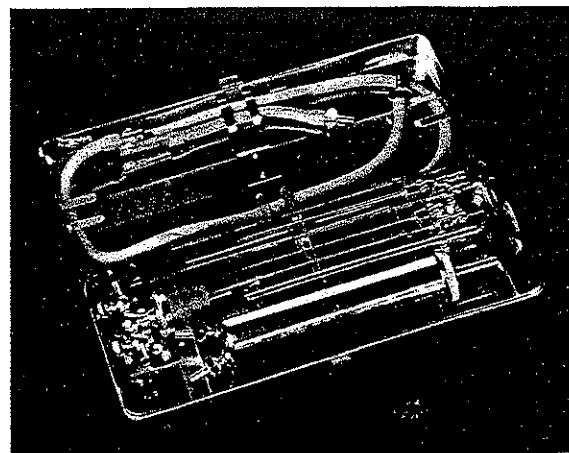
J. H. Avelingは、直接輸血法の唱導者の一人である。1863年に、彼は直接輸血法のための小さな道具を創案した。それは弾性ゴムでできているチューブで、補助心臓のようなポンプの役目をするゴムのふくらみが真中についている。2本の銀のチューブをそれぞれの静脈に入れ、二つの括弧を操作しながら、補助心臓を収縮させて、直接輸血を行うが、これによって凝血を最少限にすることができた。

Dr. J.H. Aveling was an exponent of the direct or immediate method of transfusion of the blood. In 1863 he invented the simple apparatus shown which consisted of an india-rubber tube with a small rubber bulb in the middle which acted as an auxiliary heart. There were two silver tubes to enter the veins and two stopcocks. With this apparatus, the chances of coagulation were minimized.



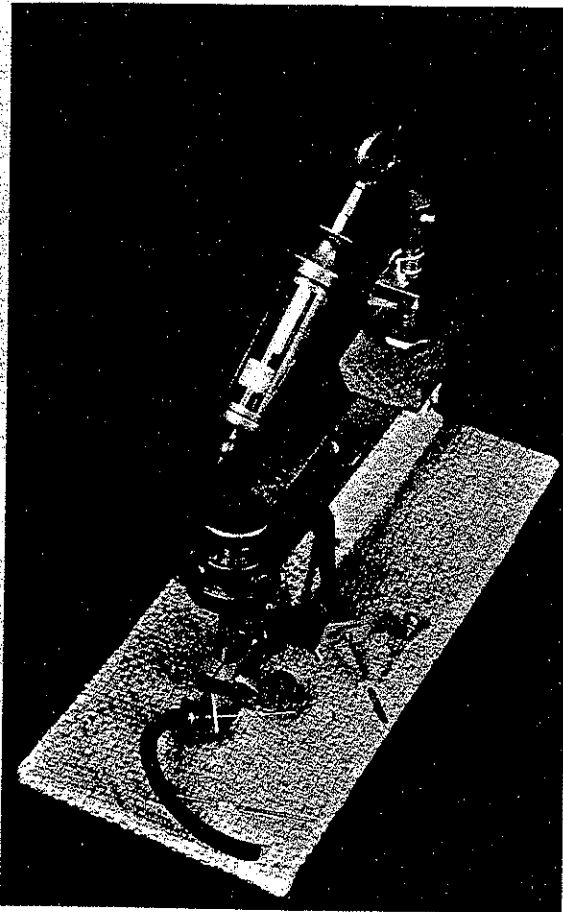
1965年以前に用いられた輸血ボトル。血漿分離に利用された。

Blood transfusion bottles used prior to 1965 for the separation of plasma.



1930年代に用いられた輸血セット。

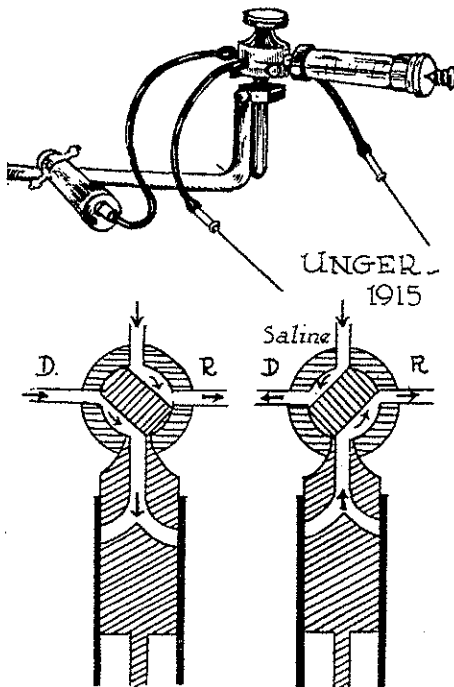
Transfusion set used in the 1930's



Unger 式輸血セット (1915年)

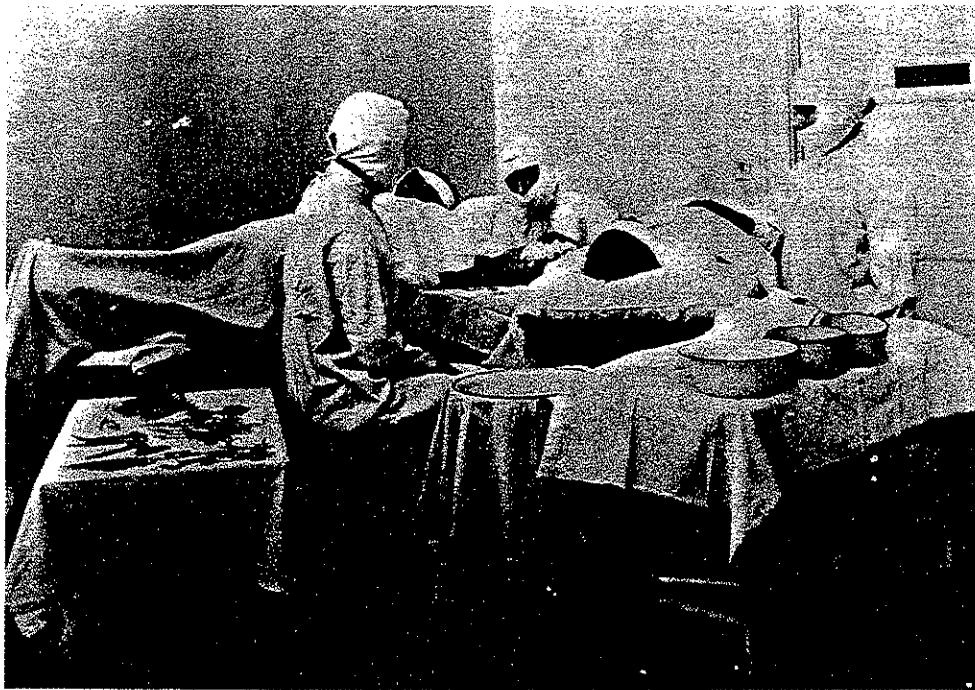
二方括栓、血液送血管に連結した注射器、生理食塩水用注射器、給血者用カニューレ、受血者用カニューレが一揃いになっている。

Unger's instrument for syringe transfusion included the following; a) stopcock; b) blood syringe connected to the blood outlet; c) saline syringe connected to saline outlet; d) donor's cannula connected to the donor's outlet; and 3) the recipient's cannula connected to the recipient's outlet.



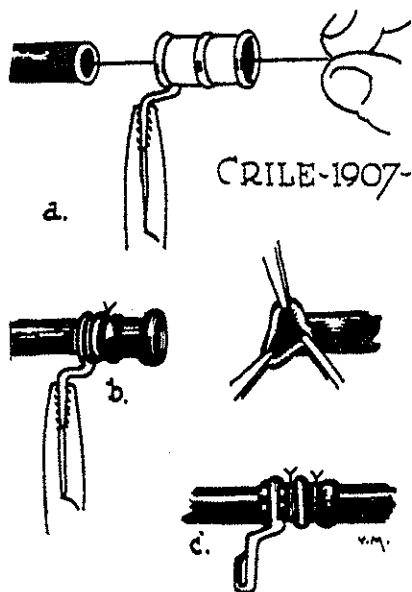
Unger 輸血セットに使用された二方括栓。この絵は、針を通して給血者の血液が抜かれ、次に括栓をまわすと、給血者の血液が受血者に送られる。

Unger's instrument used the principle of a two-way stopcock. This feature allowed for blood to be drawn through a needle in the donor's vein. Once the stopcock was turned, the recipient could be injected with the donor's blood.



1906年、クリーブランドのSt. Alexis病院で初めて成功した直接輸血法の写真。
これは、George Crile博士が、Carrelによって開発された端々吻合の手技で、二人の人間の血管をつないで行われたものである。

The first successful case of blood transfusion between one human and another took place at St. Alexis Hospital in Cleveland, Ohio in 1906, and was performed by Dr. George Crile using the technique of end-to-end anastomosis developed by Carrel.



Crile博士によって完成された、給血者と受血者の血管を直接吻合によってつないで輸血する方法。
これによって、凝血せずに継続的に血液を流すことができた。

The method perfected by Crile for the direct suturing of a recipient for blood transfusion had the advantage of preventing blood leakage during the process and it allowed for an uninterrupted flow of blood without clotting.

血漿分離療法

Plasmapheresisとは、物理的な作用によって取り去るというギリシャ語から発している。この言葉はAbelによって1914年に発表された文献“血球再返還する血漿除去法(Plasmapheresis)”のタイトルに初めて用いられた。この文献の中で、動物に対して、もしも赤血球を再返還することができたら、大量の血漿を集めることができると報告し、これはほんの25年前の話であるが、それ以来、この呼び名は次第に有名になってきた。

現在、Plasmapheresisは血液から血漿を分離し、残りの血球成分は患者に返す、という方法をとっている。この方法の初期の利用は、分離法によって正常な血漿を集めることにあった。現在はこの方法が病気の治療にも用いられるようになった。

治療に用いられる血漿分離法は、二つのテクニックによって行われている。血漿交換法と血漿灌流法とである。前者は自動化した血球分離装置で血漿を除去したのち、同量の血漿か、血漿代用液で補充する方法である。後者は血漿が分離されたあと、吸着剤またはフィルターを用いて、除去したい血漿成分だけを取り除く方法で、この様に処理された血漿は再び体内に返されるのである。

最初の膜型Plasmapheresisでは、中空糸型と積層型があるが、それらは、どちらも殆んど血球を含まないか、あるいは全く血球を含まないで、完全に血漿を除去できるようになった。したがって血球の損失は減少された。

これらの装置で、溶存している大きな物質（例えば免疫グロブリン、リウマチ因子、アルブミン、それから全蛋白分画など）は、90%以上は捨てる血漿の中に移行させることができる。

膜型血漿分離装置の発達は、もう一つの分離装置をつないで、病的な大きい分子量の物質を除き、必要な血漿を再び体内に返すようになっている。

この方法で、患者にとって有害な大量の血漿を除去し、必須の血漿を最大限に返すことができるようになった。

PLASMAPHERESIS

Plasmapheresis is derived from a Greek word meaning to take away by force. The term was first used by Abel in 1914 in his report entitled, "Plasma removal with return of corpuscles (plasmapheresis)" wherein he reported that large amounts of plasma could be collected from an animal if the red blood cells were returned. It is only within the past twenty-five years that this term has come into prominence.

Today, plasmapheresis is the separation of plasma from the cellular components of blood with the cells being returned to the patient. The primary use of this procedure is in the collection of normal plasma for fractionation. Plasmapheresis is also employed for therapeutic use.

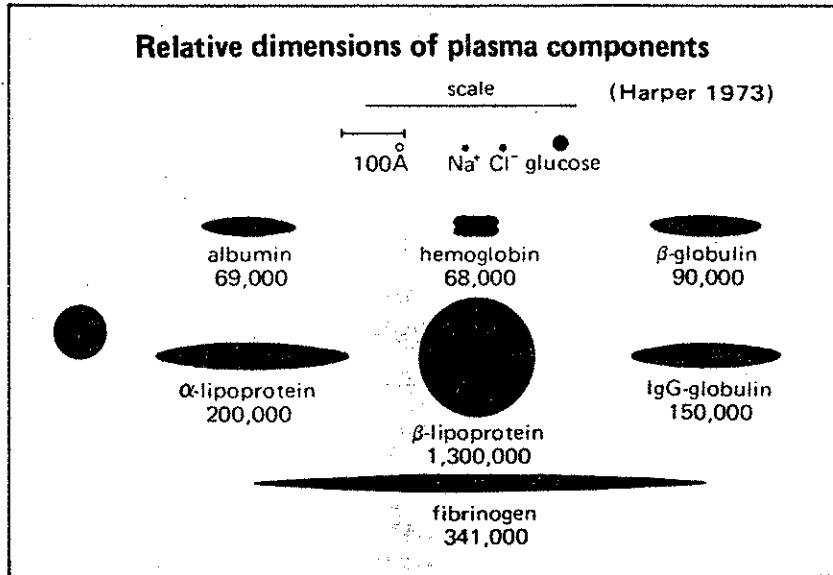
The therapeutic application of plasma separation includes two general techniques; plasma exchange, and plasma perfusion. In plasma exchange a volume of plasma is removed by automated cell separation systems and replaced with an equivalent volume of plasma or plasma substitute. In plasma perfusion, after the plasma has been separated from the cellular elements, it is treated either by absorptive columns or filtration to remove the unwanted plasma components. The treated plasma is then returned to the patient.

The recent introduction of membrane plasmapheresis has provided membrane systems of the hollow fiber and pile type geometry that generate a plasma product that has minimal or no platelets. Thus blood cell losses have been reduced. For the same devices large solutes (immunoglobulins, rheumatoid factor, albumin and total protein fraction) have been shown clinically to have over 90% passage into the plasma.

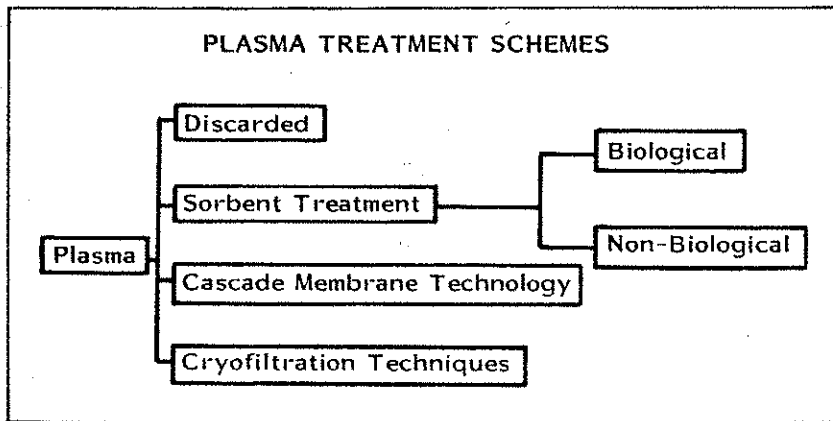
Membrane plasma separator development has provided the impetus to employ secondary membrane filtration processes for the selective removal of pathological macromolecules from the plasma, obviating the need for plasma product infusion. By avoiding the need for plasma infusion product, the introduction of massive quantities of foreign protein to the patient can also be eliminated, while the return of essential plasma components can be maximized.

Plasmapheresis is the separation of plasma components from the cellular components of blood. Although the primary use of this procedure has been the collection of normal plasma for transfusion, it is now also employed in therapeutic treatment of certain diseases.

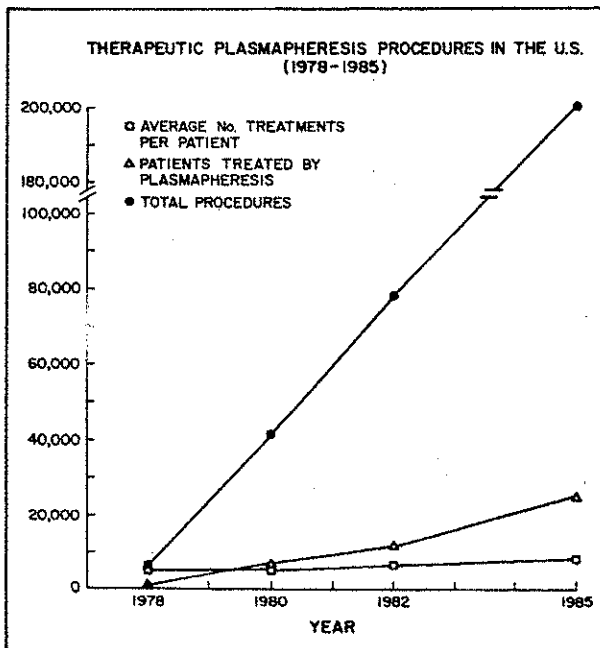
血漿成分の大きさの比較



血漿分離療法の手段の種類
 生物学的、あるいは非生物学的な
 吸着法、膜型分離法そして冷却分
 離法などがある。



米国に於ける血漿分離療法の推移



血漿分離療法によって治療され得る病気の分類

CLASSIFICATION OF DISEASES TREATED BY PLASMAPHERESIS

Proven

- Exogenous intoxications
- Thyroid storm
- Myasthenic crisis
- Goodpasture's syndrome

Justified

- Hemophilia with antibodies to factor VIII
- Thrombotic thrombocytopenic purpura
- Paraproteinemia
- Pemphigus vulgaris
- Immune complex GN

Promising

- Systemic lupus erythematosus
- Rheumatoid arthritis
- Guillain-Barré syndrome
- Rhesus disease

Possible

- Familial hypercholesterolemia
- Renal allograft rejection

Adapted from Gurland, H.J.
Trans Am. Soc. Artif.
Intern. Organs 28:356, 1981

HOSPITALIZED PATIENT POPULATIONS AND PROCEDURES USED IN THE U.S. 1981

(米国に於ける血漿分離・細胞分離療法の症例数)

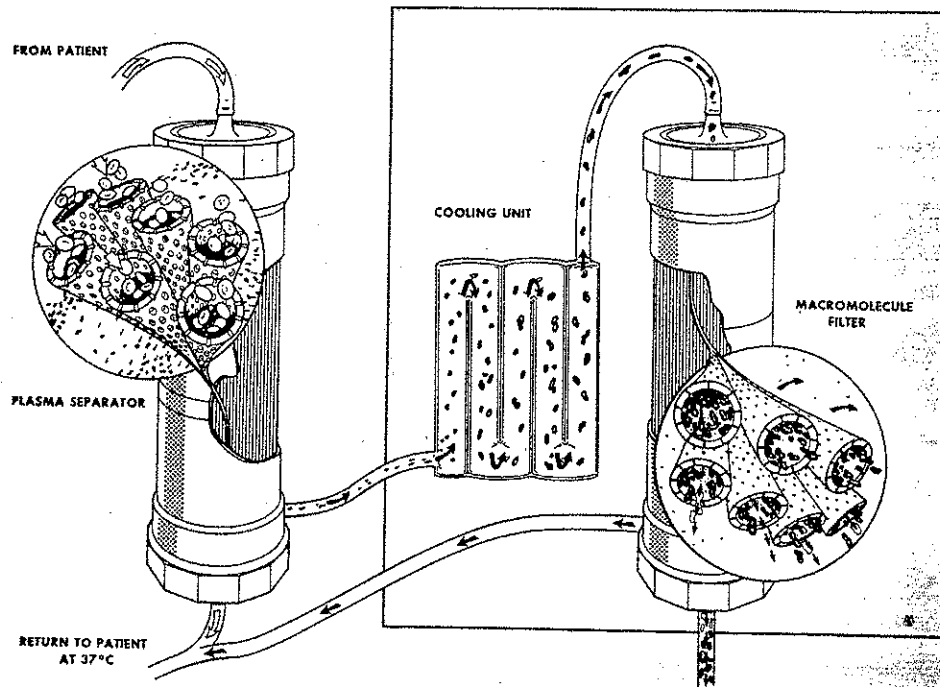
Medical Discipline	Plasma Exchange		Plasma Exchange and/or Cytapheresis		Cytapheresis	
Hematology	Waldenström's Thrombocytopenic Purpuras	2,000			Sickle Cell	48,000
		16,000			Polycythemia	5,000
Rheumatology	Lupus	23,000	Rheumatoid			
	Other	11,000	Arthritis	136,000		
Neurology	Guillain-Barré	9,000	Multiple Sclerosis	41,000		
	Myasthenia Gravis	9,000				
	Polymyositis	7,000				
Nephrology	Nephritis	20,000				
	Glomerulonephritis	18,000				
	Goodpasture's	5,000				
	Transplant Rejection	(?)				
Oncology	Multiple Myeloma	52,000			Some Leukemias	17,000
Other	Miscellaneous	8,000				
TOTAL PATIENT POPULATION		180,000		177,000		70,000

Total apheresis patient population 427,000
Plasma exchange patient population 180,000-357,000

血漿分離によって治療された疾病

DISEASES TREATED WITH THERAPEUTIC APHERESIS
PLASMAPHERESIS (PLASMA EXCHANGE)

MEDICAL DISCIPLINE	PROTEIN-RELATED	ANTIBODY-RELATED	IMMUNE COMPLEX RELATED
Hematology	Waldenstrom's Macroglobulinemia	Idiopathic Thrombocytopenic Purpura Factor VIII Auto Antibody Rh Disease Autoimmune Hemolytic Anemia	Thrombotic Thrombocytopenic Purpura
Rheumatology	Raynaud's Disease	Systemic Lupus Erythematosus	Rheumatoid Arthritis Systemic Lupus Erythematosus Scleroderma Other
Neurology		Myasthenia Gravis Multiple Sclerosis Polymyositis Polyneuropathy	Guillain-Barré Syndrome
Oncology	Multiple Myeloma	Other Cancers	
Nephrology		Progressive Nephritis Glomerulonephritis Goodpasture's Syndrome	Transplant Rejection (?) Polyarteritis Nodosa
Other	Toxins Poisons Hypercholesterolemia Thyrotoxicosis Primary Biliary Cirrhosis Hypertriglyceridemia Hepatic Insufficiency	Chronic Active Hepatitis Diabetes Mellitus Pemphigus Vulgaris Asthma	



膜型血漿分離装置と大分子量フィルター

膜型血漿分離装置は、血液から血球成分を分離するように設計されている。患者からの血液は中空系のファイバーの中を流れて灌流される間に、血球成分は中空系の中に残り、患者へ返される。血漿は捨てられるか、または二次的に再び膜を通したり、冷却分離法によったり、あるいは吸着剤によって処理される。血漿は、さらに病的な大分子量物質を大分子量フィルターによって選択的に処理される。全血から血漿分離によって血漿が分離され、そして冷却される。“Cryogel”（冷却によって沈澱したゼラチン様物質）は、冷却処理の間に形成され、大分子量分離フィルターによって除かれ、そしてそのCryogelを除いた血漿は患者に返される。

MEMBRANE PLASMA SEPARATORS AND MACROMOLECULAR FILTERS

Membrane plasma separators are designed to separate the cellular components of the blood from the plasma. Blood from the patient is perfused through the lumens of the hollow fibers. Blood cells are retained in the lumen and are not allowed to pass through the wall before they are returned to the patient. After separation the plasma can be discarded, or processed by sorbents, secondary membranes or cryofiltration techniques.

Plasma can be further processed for the selective removal of pathological macromolecules by the use of a macromolecule filter. When the plasma is separated from the whole blood in the plasma separator, it is then cooled. The cryogel that forms during the cooling process is removed by the macromolecular filter. The filtered plasma is then returned to the patient.

人工腎臓ギャラリー

Kidney Gallery
and Plasmapheresis

透析は、半透膜を通してある溶液から他の溶液へ、化学的に溶解している物質が拡散現象により移動することである。この方法は、血液中から毒素や水を分解したり水分を除いたりするという、腎臓の機能を行わせるために使用される。

血液透析は、体外において人工の膜を通して拡散現象により行われる。腹膜透析は、腹腔の周囲をかたちづくっている生体膜を通して行われる。

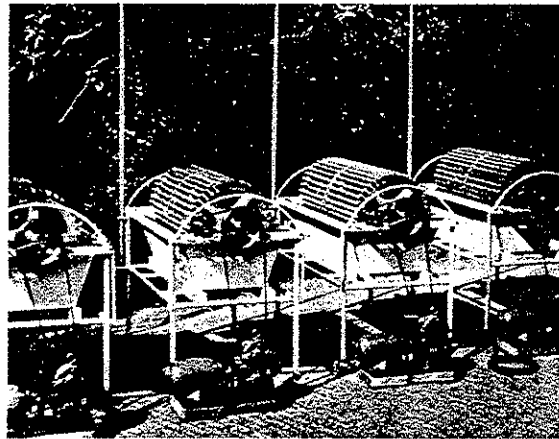


Sophia Schafstadtさん。Dr. Kolffの人工腎臓によって生命を永らえることができた最初の患者さん。透析療法は Kampen 市病院に於て1945年9月11日に始められ、11時間半続けられた。彼女の成功にも拘らず、Dr. Kolffは人工腎臓によってオランダで名を残すに至らなかった。Sophiaは、その後に彼女の家族と共に Bilthoven という村に引越し、1949年にその73年の生命を閉じた。

SOPHIA SCHAFSTADT — The first person to owe her life to the treatment with an artificial kidney. Dialysis was begun on September 11, 1945 and continued for 11½ hours in the hospital at Kampen, The Netherlands.

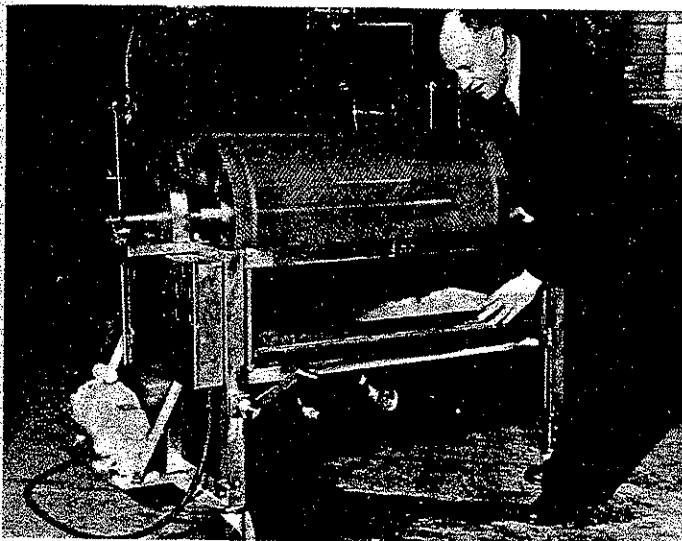
Even after her survival Dr. Kolff could not get full endorsement of the artificial kidney in Holland. Sophia moved with her family to the village of Bilthoven and died in 1949 at the age of seventy-three.

Dialysis is the transfer of chemically dissolved substances from one solution to another by diffusion through semipermeable membrane. Such a process is used to duplicate the kidney function of separating toxins and water from the blood. Hemodialysis is performed outside the body with diffusion through a synthetic membrane. Peritoneal dialysis is performed through natural membrane which lines the abdominal cavity.



世界最初のKolff型回転式人工腎臓
1944年9月、他国へ輸送されるべく戦争の終結を待っている。(オランダのKampen市病院の庭にて)

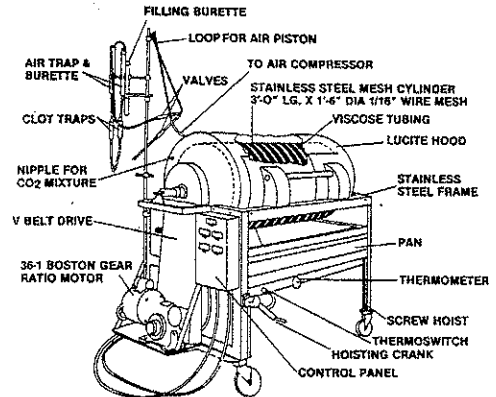
The first Kolff rotating artificial kidneys awaiting the end of war to be sent to other countries. In the garden of the hospital at Kampen, The Netherlands, September, 1944.



Kolff-Brigham型人工腎臓と Dr. Olson

Kolff-Brigham型人工腎臓は、100ℓの透析液で満たしたステンレスの箱の中に、全表面積が2.4㎡にも及ぶ透析膜のチューブを巻きつけた回転網ドラムを沈めた構造になっている。透析液の加温装置、透析膜の消毒装置、そしてそれらの連結器が、この完全な人工腎臓システムのデザインである。

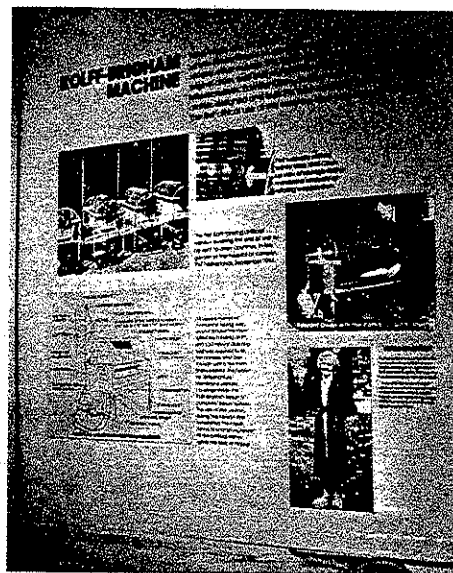
この装置は朝鮮戦争中に使用され、この人工腎臓の重要な役割と、有用性を証明した。



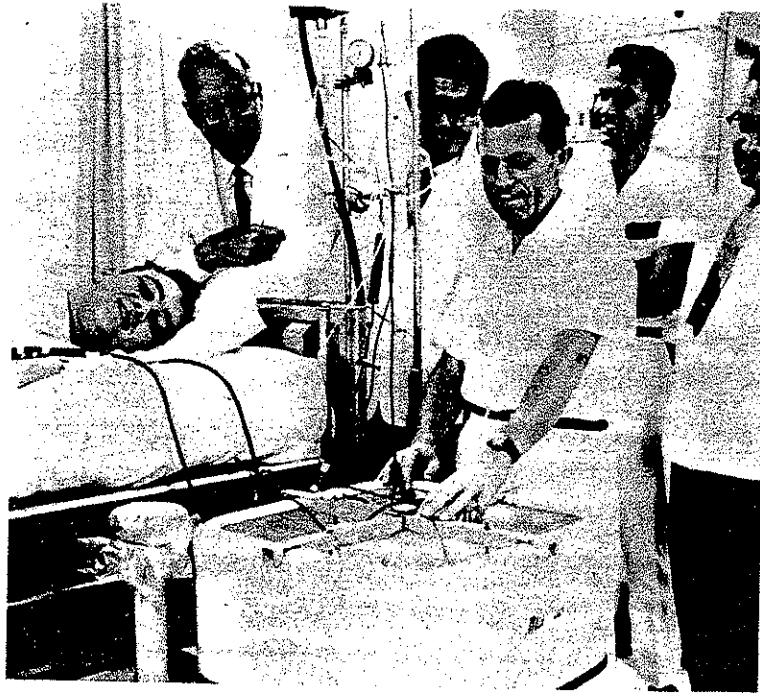
Edward Olson with the Kolff-Brigham Kidney.

2.4 square meters of membrane tubing was wound around the steel-screened rotating drum, and 100 liters of dialyzing fluid was required to fill the stainless steel pan through which the membrane passed. The heater for dialyzing fluid, membrane sterilizer, and couplings made the Kolff-Brigham design a complete dialysis system. The use of this device during the Korean War established the importance of and acceptance of the artificial kidney within the field of dialysis.

Kolff-Brigham 4 コイル式
電気洗濯機型人工腎臓に
ついての説明パネル



Display panel on the Kolff-Brigham Kidney. White plexiglass, 4' x 4', black print, sepia photographs.

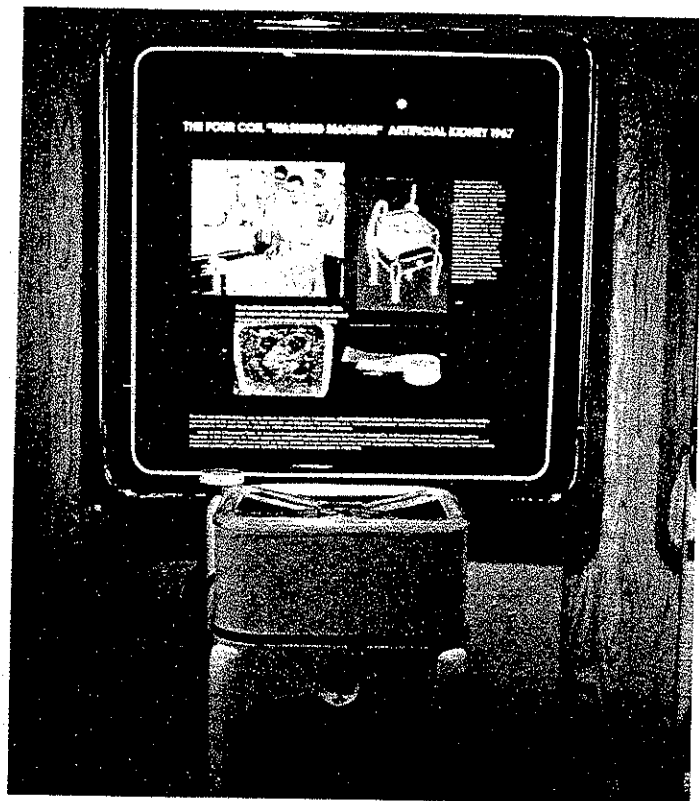


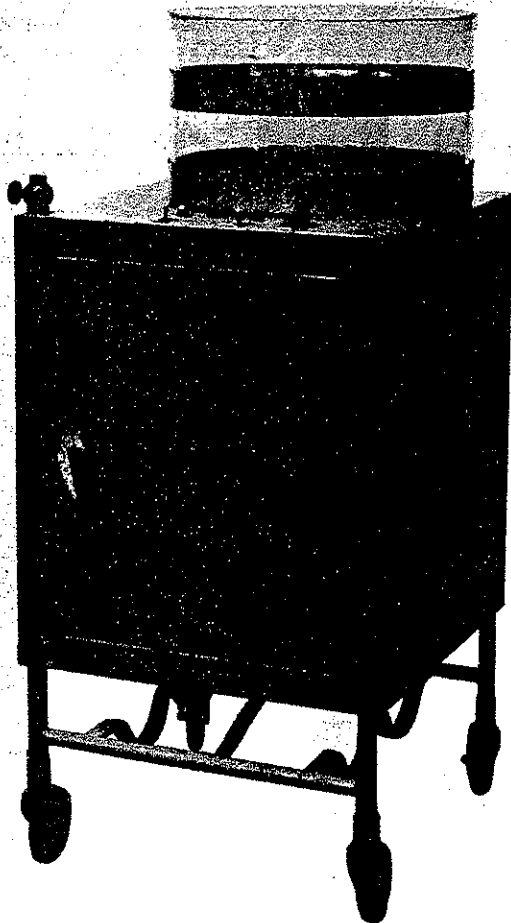
アメリカに於ける初期のシンプルな人工腎臓の1例。Dr. Kolff, Dr. Noséその他の人々が電気洗濯機を改良した人工腎臓で、実際に患者の透析を行った。

Introduction of a simple artificial kidney in the United States. Drs. Kolff and Nosé, J. Erben and D. van Dura dialyzing a patient using the washing machine delivery system (1965).

電気洗濯機を改良した人工腎臓は、4個のコイルを持っており、1967年に臨床応用された。

Display panel on the Four-Coil "Washing Machine" Artificial Kidney, 1967. Dark blue plexi glass, white-print, 4' x 4', color photographs.





日本のコイル型人工腎臓
日本で初めて製作されたRSPタイプのコイル型人工腎臓装置である。コンパクトになったことと、キャニスター部分を透明にして血液リークを発見しやすくしたのが特長である。

Coil canister

The first recirculating single pass (RSP) type artificial kidney machine for coil type dialyzer in Japan. It is very compact and the canister is transparent which makes it possible to detect blood leakage.

Reproduced by permission from
the Japanese Association for
Historical Medical Instrumentations
(from Aoki Memorial Collections)

人工肝臓ギャラリー

今をさかのぼること四半世紀、1956年(昭和31年)に、日本とイタリアでそれぞれ独立に人工肝臓がはじめて考案された。すなわち、日本では堀原一博士による生きたイヌの肝臓を用いる生物学的人工肝臓であり、イタリアではSorrentinoによる動物の肝スライスを用いる人工肝臓の示唆であった。アメリカでは2年遅れて1958年、Schechterにより、陽イオン交換樹脂が血中アンモニアを除去する装置となりうることから、それを人工肝臓と呼んだ最初となった。同年(昭和33年)、日本では東京大学で4頭の生きたイヌとアンモニア吸着用人工肝リアクターを備えた生物学的(ハイブリッド)人工肝臓の世界第1例の成功がもたらされた。これがハイブリッド人工臓器の最初になったのである。

人工肝臓は初期から、その目標を次のように設定した。肝機能のうち、血液浄化(解毒・排泄)だけでなく、広い意味の代謝を代行すること、劇症肝炎による肝性昏睡の患者の $\frac{2}{3}$ 以上を救命できること、肝再生が起こるまでの2週間程度、連続的あるいは間歇的に使用し生命を維持できること、およびいずれは広く行われるようになるであろう肝移植と車の両輪関係を保ち、一翼を担当できるに足るものとなること。

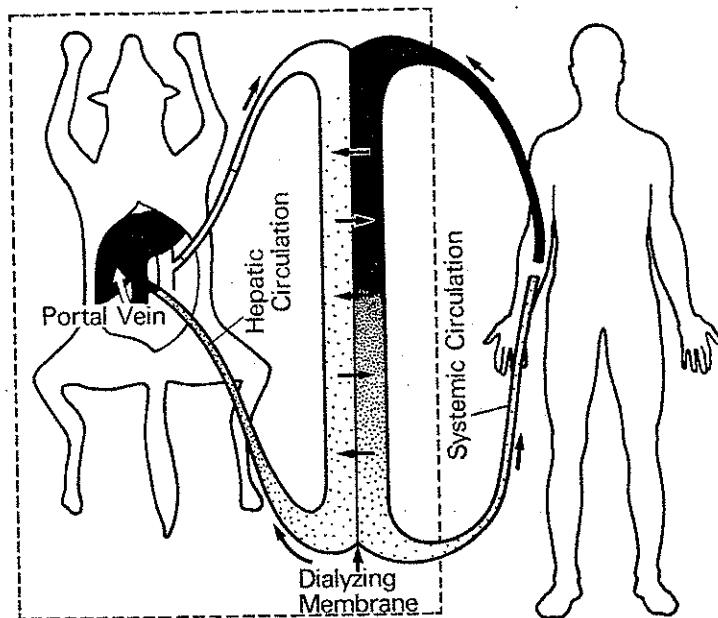
Artificial Liver Gallery

(Offered by courtesy of Prof. M. Hori,
University of Tsukuba, School of Medicine)

In 1956, more than a quarter century ago, the first artificial liver was introduced in Japan (live-dog "biological artificial liver", Hori) and in Italy (liver slice "fegato artificiale", Sorrentino). Two years later, in 1958, the name of "artificial liver" first appeared in the American literature (cation exchange resin perfusion, Schechter), in which year the first clinical application of hybrid artificial liver composed of four live-dogs and hepatic reactor (resin ammonia adsorber) was reported from the University of Tokyo.

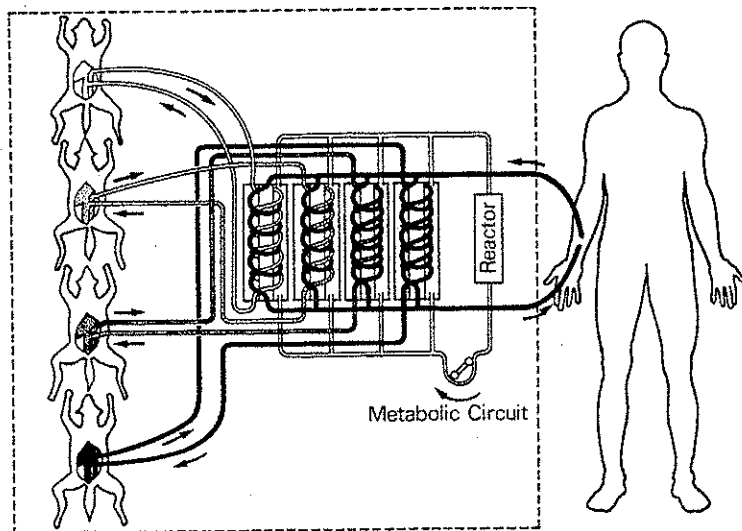
The biological artificial liver has opened a new era of "hybrid artificial organs".

From the beginning, the artificial liver has aimed to substitute the liver function not only of blood purification but also of metabolism, to relieve the patients in hepatic coma, even due to acute fulminant hepatitis, in more than $\frac{2}{3}$ cases, to be used continuously or intermittently for two weeks until the liver regenerates and to be able to carry a role to satisfy a two-wheel relation with liver transplantation.



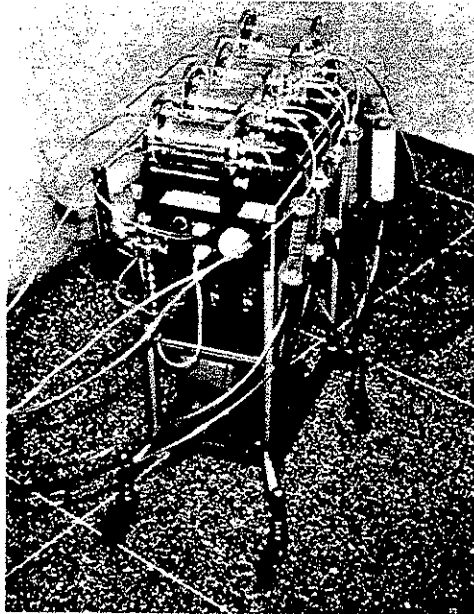
生物学的人工肝臓の原理 (堀、1956年)
患者の体循環と生きたイヌの肝循環の間の交叉透析

Principle of Biological Artificial Liver (Hori, 1956) –
Cross hetero-hemodialysis between the systemic circulation
of patient and the hepatic circulation of live dog.



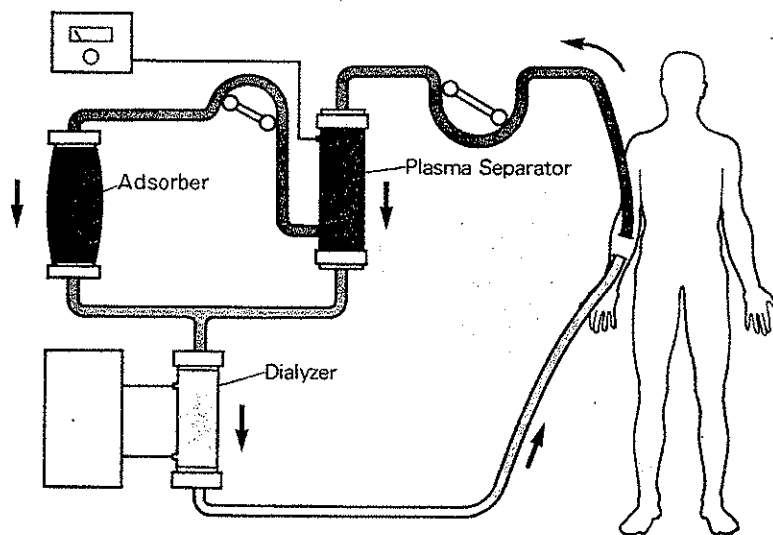
臨床に用いられた生物学的(ハイブリッド)人工肝臓
(堀、1958年)
患者の体循環と4頭の生きたイヌの肝循環の間に交叉透
析を行わせた4ユニットと、代謝の回路に設けられたア
ンモニア吸着のための陽イオン交換樹脂カラムと酸塩基
平衡のための緩衝用イオン交換樹脂カラム(人工肝リア
クター)

Biological Artificial Liver, Clinically Applied (Hori,
1958) – Four units of cross hemodialysis between the
systemic circulation of patient and the hepatic circulation
of live dog each and a hepatic reactor system with cation
exchange resin ammonia adsorber and resin acid-base
buffer columns in metabolic circuit.



人工肝リアクター付きの生物学的人工肝臓臨床用装置
(泉工医科工業〈株〉製、1958年)

Apparatus of Biological Artificial Liver with Hepatic Reactor for Clinical Use (Manufactured by Senko Medical Instrument Mfg. Co., Ltd. and First Applied Clinically in 1958).



人工肝機能補助装置 (山崎、1977年)
血漿分離・吸着・濾過・透析から成る血液浄化型の人工肝臓

Combined Artificial Liver (Yamazaki, 1977) – Blood purification-type artificial liver composed of plasma separation, adsorption, filtration and dialysis.

人工心臓ギャラリー

Cardiovascular Gallery

1. 人工心臓の初期の発達 (1937~1962)

1-A

1937年にロシア人のV.P. Dehnikovは、犬に機械的な人工心臓装置を植えた。それは犬の胸壁にチューブを入れ、そのチューブの中に運転用の芯棒を通したものである。開胸のまま術中に運転した。

空気によって作動する人工心臓を最初に胸腔内に移植したのはDr. KolffとDr. Akutsu(阿久津哲造博士<現在、国立循環器病センター研究所副所長>)であった。それは1957年、クリーブランド・クリニックで行われたものである。

そしてこの人工心臓は犬を90分間も生存させはしたが、空気を送るチューブが太くなくてはならず、そのため胸を完全に閉じることは困難であった。

1-B

Dr. KolffとDr. Akutsuは、今度はT.R.W.社のHarry Nortonと一語に幾種類かの電動型の人工心臓を開発した。それは、胸壁を1本の細い針金を通すだけでよかったが、その人工心臓はいかにも大きくかさばっているばかりでなく、非常に熱を発するものであった。

1-C

NASAの技術者のKirby Hillerは空気駆動型の人工心臓はより小型に、またより軽量に作る事ができる上に、熱を発することもないから、空気駆動型の人工心臓の研究にもどるよう彼等に勧告した。そして彼自身、非常に複雑なコントロール・システムを持った細いエア・ライン・チューブの改良型の空気駆動型の人工心臓を開発した。Dr. KolffとDr. Akutsuはそのデザインをよりうまく胸腔内におさまる様に改善し実験に用いたが、それは実験犬を27時間も生存させることに成功した。

1-D

他の研究所でも研究が始められた。たとえばケンタッキー州のMiners' Memorial HospitalのFrank Hastingsは、モーターで動く水圧電動膜型を用いて犬で実験していた。

1-E

1959年の初期、東京大学の渥美和彦博士は、いろいろな水圧式や電動式の人工心臓を用いて実験を行っていた。それらは小型モーター式蛇腹ポンプで、犬の胸腔内に移植された。

1-F

アルゼンチンのCordoba大学で、Domingo Liottaはローラー型の電動型の人工心臓と空気駆動の震動膜型の植込み式人工心臓を開発した。

(1) EARLY DEVELOPMENT OF THE ARTIFICIAL HEART 1937-1962

TEXT 1-A

In 1937, the Russian V.P. Dehnikov implanted a mechanical artificial heart in a dog, with a drive shaft that passed through a tube in the chest wall. The first implantation of an air-driven heart within the closed chest was performed by Willem Kolff and Tetsuzo Akutsu of the Cleveland Clinic in 1957. This heart kept a dog alive for 90 minutes, but it required a relatively large air line, making it difficult to seal the chest.

TEXT 1-B

Together with Harry Norton of the T.R.W. Corporation, they next developed several ingenious electromechanical hearts that required only a small wire passing through the chest wall. These hearts were quite bulky, however, and most generated too much heat.

TEXT 1-C

Kirby Hiller, a NASA engineer, urged them to return to air-driven hearts, which could be made smaller and lighter and would not produce heat. He developed an improved pneumatic heart driver, that required only a very small diameter air line passing through the chest wall, and a very complex automatic control system. Kolff and Akutsu improved the design of the air-driven hearts for better fit in the chest and were able to keep a dog alive for 27 hours by 1962.

TEXT 1-D

At other research centers, Frank Hastings, working at Miners' Memorial Hospital in Harlan, Kentucky, developed a motor-driven hydraulic diaphragm heart used in dogs.

TEXT 1-E

Beginning in 1959, Kazuhiko Atsumi at Tokyo University experimented with a number of hydraulic and electromechanical artificial hearts, including a micro motor bellows type pump implanted in the chest of dogs.

TEXT 1-F

Domingo Liotta, then at the University of Cordoba, Argentina, developed a roller-type electromechanical heart and a pneumatic diaphragm implantable artificial heart.

2. 新しい材料と概念 (1963~1970)

2-A

人工心臓を用いた動物生存実験での大きな飛躍は、Dow Corning社で開発されたシリコーンゴム—Silasticを使用することによって1960年代にもたらされた。Silasticは血液に極めて親和性をもっている材質である。

殆どの人工心臓は今や全体をSilasticで作ったもの、あるいは固い外側のケースの内側の、血液を入れる部分をSilasticで作ったものなどが用いられている。

また、この1960年代というのは、犬に代って仔牛が実験動物として用いられた時代でもある。それは、移植手術によく耐えること、人工心臓の流入弁に血栓が生じ難いことなどの理由によるものである。

2-B

クリーブランド・クリニックのDr. Nosé (能勢之彦博士)が開発したような単純化された新しい作成方法が、次々と生み出され、移植実験に供されることになった。

新しい材料と技術を開発してきた結果が、人工心臓を製作する上で、内側の表面や人工弁の表面などの品質も高めたのである。

2-C

送血や拍出量コントロールについての沢山の、そして高度の革新的な方法が、この時代にもたらされた。例えばPennsylvania大学の単心室人工心臓、米国防軍式流体制御人工心臓、クリーブランド・クリニックの拍動型人工心臓などがそうである。

(2) NEW MATERIALS AND CONCEPTS
1963-1970

TEXT 2-A

A major improvement in survival of experimental animals with artificial hearts was achieved in the 1960's by the use of Silastic, a silicone rubber developed by Dow Corning Corporation that is very compatible with blood. Most hearts were now fabricated almost entirely of Silastic or had Silastic blood sacs or diaphragms within rigid outer cases. Also, during this period, the calf replaced the dog as the primary experimental animal and proved to be better able to tolerate implantation surgery and less likely to produce blood clots (thrombus) near the inflow valves of the artificial hearts.

TEXT 2-B

New and simplified methods of producing artificial hearts, such as that developed by Yukihiko Nose at the Cleveland Clinic, increased the supply available for implantation, and the quality of the inner surfaces and valves improved as the heart fabricators gained experience working with new materials and techniques.

TEXT 2-C

A number of highly innovative systems for pumping blood and controlling the output were introduced during this period, such as the University of Pennsylvania single-ventricle heart, the U.S. Army fluidic controlled heart, and the Cleveland Clinic wave-pulsating heart.

3. 人工心臓移植のための問題点

3-A 機械的損傷に対する耐久性

人工心臓は休みなく動く器官である。動く部分、つまり弁や電動膜の部分は相当な圧力や、長期に亘り繰り返して曲げられるようなストレスに耐えなくてはならない。初期の弾力性ある材質や、人工弁は長期使用にしばしば失敗した。最近の、より新しい生体材料、たとえばポリウレタン的一种 (Biomer) や、ポリオレフィン・ゴム (Hexsyn) などは、ずっと丈夫な可撓性を有している。

3-B 解剖学的な適合性

肺を邪魔しないように人工心臓を胸腔内に埋込むためには、極めて限られた狭いスペースしかない。また人工心室の部分が大きすぎると、人工弁の部分で下大静脈を圧迫する。そんな解剖学上の理由で、牛の胸腔内における人工心臓の適合性が問題になる。静脈血の心臓への流入を妨げると、心拍出量を減少させたり、肝臓のうっ血や腹腔諸臓器への悪影響が現われる。

従って、大部分の研究は人工心室の部分の縮小化や、弁の入れものの部分の適合化—すなわち生体血管と吻合される部分が、血流を妨げないよう工夫することに向けられた。

3-C 血栓形成の問題

人工材質の表面の性状は、しばしば血中の凝固因子を賦活して血栓形成の誘因になり易い。そしてそれは人工心臓の内面や人工弁に附着して、死の原因となる塞栓症を起したりする。このような血栓形成の危険は、血液に接する部分の表面を徹底的に滑らかにしたり、抗血栓性の材質を用いたり、あるいは現在使われている材質に特別な処置をしたりして防止することができるかもしれない。また、ポリエステル繊維を内面の材質の中に埋没する方法も有効かも知れない。それは血栓形成に抵抗する血中の、自然の繊維性組織の被膜を作り易くするからである。

(3) PROBLEMS IN REPLACING THE NATURAL HEART-MECHANICAL RELIABILITY

TEXT 3-A

An artificial heart can have no down time. Moving parts, such as valves and diaphragms, must be able to withstand considerable stress and repeated flexing for long periods. Earlier elastic materials and valves often failed after prolonged pumping. The newer biomaterials, such as polyether polyurethane (Biomer) and polyolefin rubber (Hexsyn), have a much greater flex life.

ANATOMICAL FIT

TEXT 3-B

There is very limited space available in the chest cavity for the implantation of an artificial heart without encroaching upon the existing lung volume. Also, the rigid housings of the inflow valves may compress the inferior vena cava if the height of the artificial ventricle is too great. Because of its anatomy, this is a major problem in the calf. Obstruction of the venous return can result in insufficient cardiac output, damaging liver congestion and the loss of plasma, which is forced out into the abdominal cavity from the congested liver. Thus, considerable work has gone into reducing the height of the artificial ventricles and orienting the inflow and outflow ports to avoid obstruction and give straight unimpeded flow to the attached blood vessels.

THROMBUS (CLOT)

TEXT 3-C

The surface characteristics of artificial materials often cause the attachment of platelets and the activation of clotting factors in the blood to form thrombus, which may occlude the valves and interior surfaces of artificial hearts, and may break off (embolize) and obstruct major arteries, causing disability or death. The risk of thrombus may be reduced by preparing extremely smooth blood-contacting surfaces through better molding techniques and by the use of less thrombogenic materials, or by special treatment of existing materials. Also, polyester fibers may be imbedded in the surface material (flocking) which will encourage the deposition of a natural fibrous layer that is resistant to thrombus formation.

3-D 石灰化の問題

血中のカルシウムは、人工心臓の一定の部分に附着する。ことに、動く部分の表面や、生体弁の弁葉などに沈着して、そこを裂け易く、また碎け易くする。

若い仔牛では移植された装置の石灰化傾向を著しく示すが、人工心臓を移植された成人では必ずしも心配する必要はないといわれている。

3-E 感染の問題

胸壁を貫いて外に誘導されている空気駆動のためのチューブや、モニター用のコードなどはいつでも感染の危険を孕んでいる。

移植された装置に附着した細菌群は、抗生物質でも根絶することはできない。またそれは弁を妨げるに充分なほどにも繁殖する。内蔵された電池や熱電体は皮膚の上から再充電したりして、感染されそうな駆動ラインを、消去することができるだろう。また、現在の経皮的な駆動ラインの被覆され固定された部分は、細菌の浸入に抵抗する組織取付け部品に改めることによって改善されつつある。

4. 最近の空気駆動性人工心臓 (1971~1983)

4-A

よりすぐれた生体材料、デザイン、そして製作技術の改良によって空気駆動性人工心臓を用いた実験で、動物を9ヶ月以上生存させることが可能となった。Biomer(ポリウレタン的一种)とCardiothane(以前のAvcothane)、PolyurethaneのCo-polymerとシリコーンゴム、これらは血液の容れものや震動膜に用いられているSilasticにとって代りつつある。

これらの材質は、血液親和性や、可撓性においてSilasticよりさらにすぐれている。

4-B

現在の“生体材料化”された人工心臓は、ゼラチン、心膜や脳硬膜などの生体応用の材料でカバーされている。それらの生体材料は強化の目的で、蛋白質の交叉結合を起させるためにグルタルアルデヒドで処理したり、生物学的に不活性化させたりして用いられる。

さらに、もっと新しい“生体化人工心”では、Hexsynで作った震動膜にゼラチン加工して用いられている。かくして生体化された血液接触面は最小限の細胞がくっただけの蛋白質の極く薄い膜で覆われ、そして、血栓形成を高度に予防するようになっている。

CALCIFICATION

TEXT 3-D

Calcium in the blood may deposit on certain areas of artificial hearts, particularly flexing surfaces and the leaflets of tissue-type valves, and cause them to become brittle and more easily torn. It appears that young calves have a strong tendency to calcify implanted devices, but calcification is not expected to be nearly as great a problem in adult humans with artificial hearts.

INFECTION

TEXT 3-E

Drive lines or monitoring lines passing through the chest wall present a constant risk of infection. Bacterial colonies on the implanted equipment can rarely be eradicated with antibiotics, and may grow large enough to obstruct the inflow valves. Internal electrical and thermal storage cells that can be recharged across the intact skin will eliminate the infection-prone drive lines. Also, the coverings and fixation points of existing transcutaneous drive lines are being improved to encourage secure tissue attachment that will resist bacterial penetration.

(4) RECENT AIR-DRIVEN HEARTS
1971-1983

TEXT 4-A

Superior biomaterials, designs, and fabrication techniques have produced air-driven hearts capable of sustaining life for up to 9 months in experimental animals. Biomer, a segmented polyether polyurethane and Cardiothane (formerly Avcothane), a co-polymer of polyurethane and silicone rubber, have largely replaced Silastic for blood sacs and diaphragms in recent artificial hearts. These materials have good blood compatibility and a much greater flex life than Silastic.

TEXT 4-B

“Biolized” artificial hearts are lined with materials of biological origin, such as gelatin, pericardium and dura mater, and then treated with glutaraldehyde to promote cross-linkage of the protein molecules for greater strength and to render them biologically inert. In the more recent biolized hearts, gelatin is applied to a diaphragm made from Hexsyn, a highly durable polyolefin rubber. Biolized blood-contacting surfaces acquire only a thin layer of protein with minimal cell adhesion and are highly resistant to thrombus formation.

4-C

携帯用の蓄電池式空気駆動型人工心臓は、空気駆動型人工心臓を持っている患者に対して、将来、数時間器械から離れて動けるようにという意味で開発されたものであった。また、空気駆動装置が、より広い活動範囲を患者に与えられるようにと、電動車椅子に組みこまれたこともあった。

5. 完全植込み型人工心臓への道

5-A

人工心臓研究の最後の到達点は、完全に患者の体内に植込むことができ、現在用いられているような大きな外部の駆動発生機械から永久に患者を解放してあげることである。また、それは胸壁を貫通しているチューブによって感染する危険からも解放することである。

5-B

現在では、植込み型で十分な駆動エネルギーを発生することができる唯一の手段は、放射性物質を用いることである。そして、数種類の核駆動型人工心臓の研究が1970年代にスタートした。

今までは、誰も核燃料を用いて移植されたものはない。がしかし、核燃焼によって発生するいろいろな型の熱エンジンを、左心補助循環を駆動させるために用いた例はある。核の力で動かされる人工心臓の将来の開発について、今の米国では資金を援助していないが、ソビエトにおいては、この仕事は続けられている。

5-C

ユタ大学では、非常に小さい逆流で押しすすめる機構をもった、埋込み可能な電動水力学的システムのために、Jarvik K-7 空気駆動型の人工心臓を改作した。それは左右の心室の間で、駆動用の液体を往復させるものである。

5-D

いくつかの植込み型の駆動装置が最近になって左心補助循環のために開発された。それは電動水力学的な、あるいは熱力学的なエンジンなどを含めて、いつの日か人工心臓のために利用されることだろう。

クリーブランド・クリニックで開発された "Pusher-plate biolized pump" は、広い範囲の植込み型駆動装置として利用されるべく、デザインされたものである。

TEXT 4-C

Portable battery-powered pneumatic heart drivers have been developed, making it possible for future recipients of air-driven hearts to move about freely for several hours at a time. Also, pneumatic heart drivers have been incorporated into motorized wheelchairs for greater patient mobility.

(5) TOWARDS A TOTALLY IMPLANTABLE ARTIFICIAL HEART

TEXT 5-A

The ultimate goal of artificial heart research is to develop a driving mechanism that can be implanted entirely within the chest, so the recipient will not be permanently tethered to a large external power source, and will not be at risk of infection from large tubes passing through the body wall.

TEXT 5-B

The only completely self-contained power source available at present is radioactive material, and the development of several nuclear-powered artificial hearts started in the early 1970's. None of these was implanted with a nuclear fuel source, but several functioning nuclear-fueled thermal engines have been used experimentally to drive a left heart assist device. Further development of nuclear-powered hearts is not currently being funded in the United States, although work continues in the Soviet Union.

TEXT 5-C

The University of Utah has adapted the Jarvik-7 air-driven heart to an implantable electro-hydraulic system with a very small reversing impeller mechanism that shuttles driving fluid between the ventricles.

TEXT 5-D

Several implantable driving systems are currently being developed for left-heart assist devices that may one day be employed in total artificial hearts, including electrohydraulic and thermal engines. The Cleveland Clinic pusher-plate biolized pump was designed to be widely adaptable to these and other types of implantable driving systems.

5-E

最も古い植込み型の駆動装置は電動式のものであった。最近、ペンシルバニア州立大学では“Reversing Cam”（回転運動を往復運動に変換する装置）を用いたPusher-plate システムを、低速の回転モーターで動かして、仔牛の移植実験で長期の成功例を得ている。

5-F

初期のソレノイドで動かす人工心臓は実用的でないと思われたが、二重のPusher-plateソレノイドの左心補助ポンプは成功した。またほかに、磁力を用いた変換装置は、なお開発途上にある。

植込まれた蓄電池などに皮膚の上から充電するような数種類の装置が考えられている。植込まれた駆動装置は、内蔵された小型のセンサーによって静脈血の還流量を増加させたり、減少させたりすることによって、心室の充満する時間を変えながら、コントロールされるわけである。

6. 人間に植込まれた人工心臓 (1969~1983)

6-A

Texas Heart InstituteのDr. Cooleyは、1969年に人間に初めて人工心臓を移植した。左室機能の改善に失敗したのち、Haskel Karp氏は、ペイラー大学でDr. DeBakeyのために働いていたDomingo Liottaが開発した空気駆動式Silastic製の人工心臓を移植された。その人工心臓はKarp氏を64時間生存させた。それは当時、どの実験の生存時間よりも長いものであった。しかるのちDr. Cooleyはその人工心臓をはずして、心臓移植に切り換えたが、患者は1日も生きることなく、肺炎のために死亡した。

6-B

1980年、アルゼンチンのブエノスアイレスのFerroviario病院のDr. Trabuccoは、電動式のSilastic人工心臓を、心臓手術のあと人工心臓から離脱できなかった患者に移植した。患者は、その人工心臓によって15時間生存できた。

TEXT 5-E

The earliest implantable driving systems were electro-mechanical, and the recently developed Penn State University reversing cam pusher plate system with a low-speed rotating DC brushless motor has been highly successful in a long-term calf implantation.

TEXT 5-F

Although an early solenoid-actuated heart proved impractical, a successful dual pusher plate solenoid left heart assist pump has been developed (Novacor) and other magnetic energy converters are in the prototype stage. Several systems have been developed for transmitting electrical energy across the intact skin to an implanted receiving coil and storage battery. Implanted driving systems may be controlled by internal microprocessors sensitive to such factors as the changes in ventricular filling time that occur as venous return increases or decreases.

(6) THE ARTIFICIAL HEART IN MAN 1969-1983

TEXT 6-A

Denton Cooley of the Texas Heart Institute implanted the first artificial heart in a human in 1969. Following unsuccessful surgery to improve left ventricular function, Haskel Karp received a pneumatic Silastic device developed by Domingo Liotta, then working for Michael DeBakey at Baylor University. The heart kept Mr. Karp alive for 64 hours, which was longer than any experimental animal had survived with an artificial heart up to that time. Dr. Cooley then removed the device and transplanted a donor heart, but the patient died of pneumonia within one day.

TEXT 6-B

In 1980, Dr. Hector Trabucco, of the Hospital Ferroviario in Buenos Aires, Argentina, implanted an electromechanically powered Silastic artificial heart into a cardiac surgery patient who could not otherwise be taken off the heart-lung machine. The patient expired after about 15 hours of pumping.

6-C

1981年、Dr. Cooleyは、冠動脈手術後にICU病棟で突然に心停止をきたしたMueffels氏に、空気駆動式の人工心臓を移植した。

この震動膜型の人工心臓は、Texas Heart Instituteで阿久津哲造博士が開発したもので、患者が移植用の心臓が得られるまでの53時間、その人工心臓は血液を供給しつづけた。その患者は多発性の臓器機能障害によって、心臓移植手術後1週間目に死亡した。

6-D

自ら志願して人工心臓の移植を受けた最初の患者はDr. B. Clarkである。1982年のことである。Biomerとアルミニウムで作られたユタ大学Jarvik-7空気駆動型人工心臓で、それはユタ大学のDr. W. DeVries 以下の外科チームによって施行された。

移植された人工心臓の左心室流入障害、肺からの空気漏洩、人工心臓の流入弁の破損、そして急性発作などなど、いろいろな合併症にも拘らず、患者のDr. Clarkは、112日間生存しつづけて、人工心臓の長期使用の可能性を証明した。彼は腸の感染、腎不全と換気障害などの合併症を起して死亡した。

7. 左室補助循環装置

7-A

補助循環装置は、心不全を起した患者のために一時的、あるいは長期的に使用される。それらは以前は、左室のため、右室のため、あるいは両方の心室の補助に用いられたが、しかし、すべての例において、本来の心臓では左心室が主役である。殆どの装置は左心室の先端もしくは左心房の中に挿入されたチューブを通じて、心臓から血液を抜き、そして大動脈に送血する。ポンプそれ自体は、胸腔内、腹腔内あるいは胸壁に植込まれる。

7-B

1965年以来、補助循環装置は、心不全状態が強く、心臓手術のあと人工心肺から離脱できないような患者に用いられたものである。最初に成功した臨床例は、1966年のTexas Heart Instituteのケースである。

空気駆動型の拍動式ポンプと、独特の磁石式遠心回転型ポンプの組合せで、短時間、循環補助として用いられた。補助循環装置は、普通は胸腔外に置いて、流入・流出血流のチューブは胸壁を貫通して胸腔内に吻合される。しかし、熱電子式 Model-7型装置は、以前から腹腔内に植込まれた。

TEXT 6-C

In 1981, Denton Cooley implanted a pneumatic artificial heart into Willebrordus Meuffels after a cardiac arrest in the intensive care unit following coronary artery bypass surgery. The diaphragm-type heart was made of Avcothane with an epoxy base, and was developed by Tetsuzo Akutsu at the Texas Heart Institute. The patient was pumped 53 hours until a donor heart was obtained and transplanted. The patient died of multiple organ failure one week after transplantation.

TEXT 6-D

The first patient to voluntarily receive an artificial heart was Dr. Barney Clark in 1982. A University of Utah Jarvik-7 pneumatic heart made of Biomer and Aluminum was implanted by a surgical team led by Dr. William DeVries. Despite several complications, including a left ventricular inflow malfunction during implantation, an air leak from the lung, a broken left inflow valve, and seizures, Barney Clark survived 112 days and demonstrated the feasibility of long-term use of the artificial heart. He died from complications of an intestinal infection, kidney failure and lung problems.

(7) LEFT HEART ASSIST

TEXT 7-A

Assist devices provide temporary or long-term support for the failing heart. They have been used for left, right and biventricular assist, but in all cases, the natural heart is left in place. In most systems, blood is withdrawn from the heart through a tube in the tip of the ventricle or in the atrium, and returned to the aorta. The pump itself may be implanted in the chest, in the abdomen, or outside the chest.

TEXT 7-B

Since 1965, assist devices have been used for short-term support of patients whose heart function is profoundly depressed and who cannot be weaned from the heart-lung machine following cardiac surgery. The first clinical success occurred at the Texas Heart Institute in 1966. Air driven pulsatile pumps and a unique centrifugal pump with a small impeller magnetically coupled to a rotating electric motor are used for short-term support, and the assist pump is usually mounted externally with the blood inlet and outlet tubes passing through the chest wall. The Thermo Electron Model 7 assist device was formerly implanted in the abdomen, however.

7-C

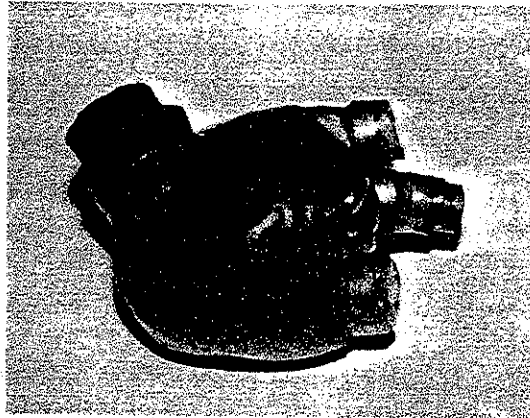
近年、いくつかの研究グループでは、機械的な駆動装置をもった永久移植型の人工心臓を開発しつつある。それは、広範囲な心筋梗塞、うっ血性心不全、あるいは心筋症などで、進行性に左室機能が弱体化してゆくような患者に利用されるためである。

この心臓の駆動システムは電氣的、磁氣的、あるいは電気水力学によって、または、熱エンジンによって動くようになっており、しかも、それは体外から充電できるようなバッテリーや、感応コイル、熱電体などを中に有している。

人工心臓温故知新

TEXT 7-C

Currently, several groups are developing mechanically-driven systems for elective permanent implantation in patients with progressive weakening of the left ventricle from infarction (heart attack), congestive heart failure, and cardiac myopathy (muscle degeneration). These systems will be powered by electromechanical, magnetic, electrohydraulic or thermal engines. Most systems are intended to utilize electrical energy transmitted across the intact skin to an internally implanted coil or belt to charge a storage battery or a heat storage cell.

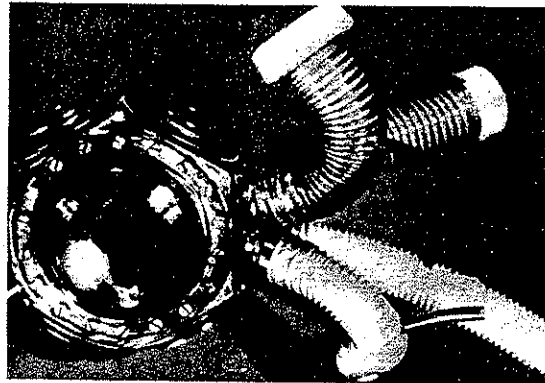


塩化ビニール製の空気駆動型人工心臓 (1957)

この人工心臓は、移植後その犬を90分間生きさせた。左右の心室は一本のチューブで駆動装置に連結された。同じ材質でできた弁が、流入側、流出側の弁として用いられた。(クリーブランド・クリニック製)

Polyvinyl Chloride Pneumatic Heart (1957)

This flexible plastic heart was the first to be implanted in the chest and kept a dog alive for 90 minutes. Both pumping chambers were driven by a single large air line. Polyvinyl chloride trileaflet valves were used at the inflow and outflow. (Cleveland Clinic Foundation)



Norton人工心臓 (1959)

5個の電磁ソレノイドが Rosette (窓つきの箱) の中におさまられ、それぞれが両方のポリウレタンでまた心室に流れ込む液体を押し出すように震動膜を圧迫する。これは動物に植込まれた最初の電気駆動型人工心臓である。(クリーブランド・クリニック、TRW社共同製作)

Norton Heart (1959)

Five electromagnetic solenoids were arranged in a rosette and each pushed a diaphragm inward, forcing hydraulic fluid to compress the clear polyurethane pumping chambers on either side. This was the first electrically powered heart implanted in an animal.

(Cleveland Clinic Foundation, TRW Corporation)

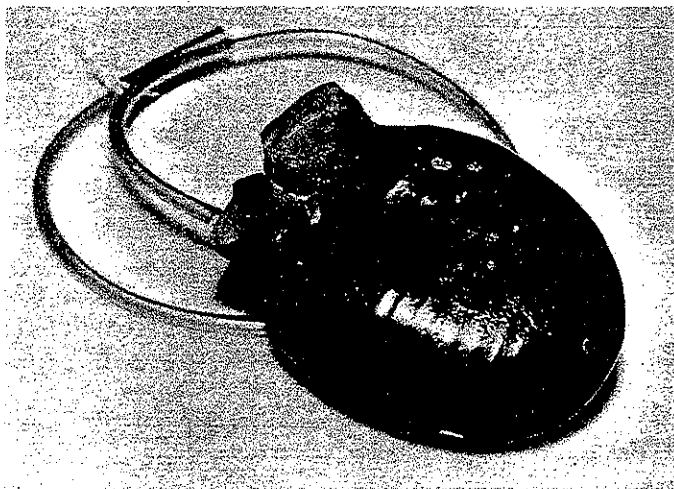


金属性の人工心臓 (1965)

これはシリコンゴムの心室と、流入側には三尖弁を、流出側にはボール弁を内蔵している。交換可能な部品で組立てられた最初の空気駆動型人工心臓であり、羊に植込まれて50時間の生存を記録した。(クリーブランド・クリニック製)

Steel Pneumatic Heart (1965)

The steel outer case houses a flexible silicone rubber sac with trileaflet inflow and ball-in-cage outflow valves. One of the first pneumatic hearts to be assembled from interchangeable components, it kept a sheep alive for a record 50 hours. (Cleveland Clinic Foundation)

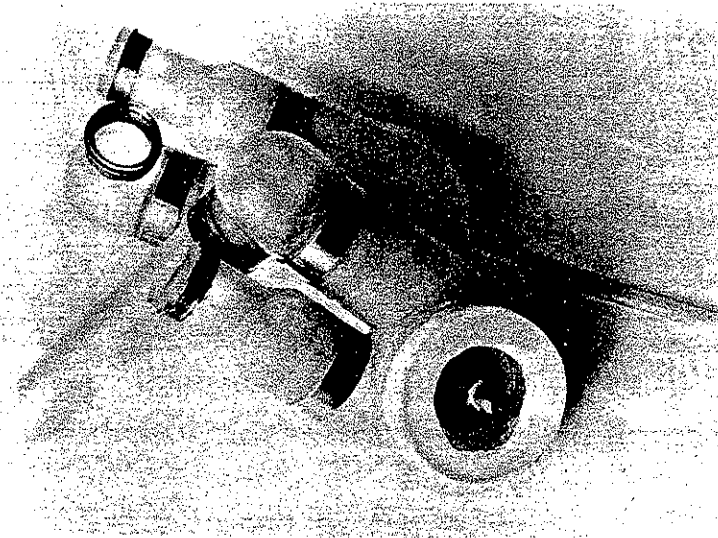


空気駆動型ポリウレタン人工心臓 (1960~1962)

固い外殻の中に薄い心室を入れている。ボール弁と半月弁を内蔵している。この種の人工心臓では、犬で27時間の生存成績を得た。(クリーブランド・クリニック製)

Pneumatic Polyurethane Sac Type Hearts (1960-1962)

The rigid outer housings contain a thin inner pumping chamber. Ball-in-cage and polyurethane semilunar valves were used. Induction coils in the ventricles functioned as position transducers. A dog survived 27 hours with a heart of this type. (Cleveland Clinic Foundation)



Holter人工心臓

Pusher-plate 型の空気駆動型人工心臓で、シリコーンゴム製の血液の破壊を防ぐため、内側をシームレスにしたもの。

Dr. Kolffの設計によって、Holter社が作成した。

(ホルター社、クリーブランド・クリニック共同製作)

Holter Heart (1965)

A pusher plate pneumatic heart injection-molded of silicone rubber. Designed to provide a nearly seamless blood compatible interior. Manufactured by the Holter Corporation to Dr. Willem Kolff's specifications.

(Holter Corporation, Cleveland Clinic Foundation)



波型拍動人工心臓 (1967)

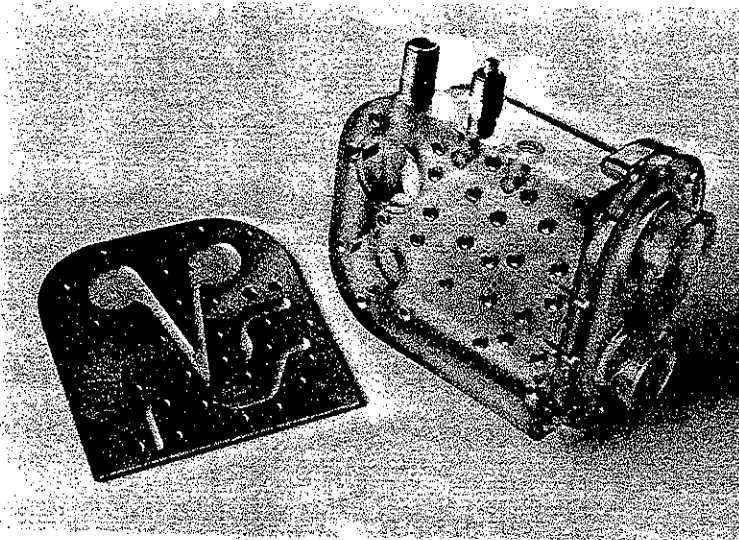
空気のインパルスによって、流入側を閉じ、そして天然ゴムの心室部分を徐々にふくらませ、同時に陰圧によって流出側を開き、血液は心室から勢いよく駆出される。

(クリーブランド・クリニック、グッドイヤー社共同製作)

Wave Pulsating Heart (1967)

The impulse of air closes the inflow and progressively inflates the natural rubber blood sac. At the same time, the outflow is opened by vacuum and blood is forcefully ejected from the ventricle.

(Cleveland Clinic Foundation, Goodyear Corporation)



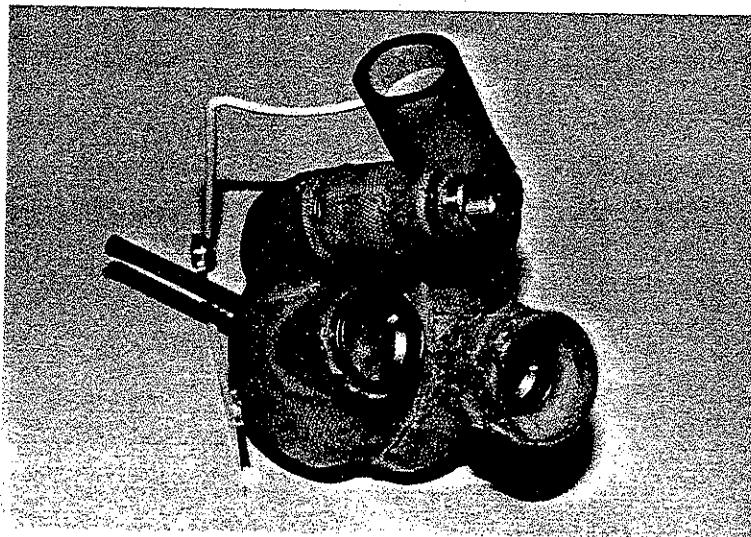
流体力学応用の人工心臓 (1967)

固いポリカーボネートの外殻の中に、可動性のシリコーンゴムの心室を有する。空気ジェット的主流は、小さな転換サイドのジェット気流によって変えられ、それによってポンプ作用がコントロールされる。(Harry Diamond 研究所、クリーブランド・クリニック共同製作)

Fluid Amplifier Army Heart (1967)

The rigid polycarbonate outer housing contained a flexible silicone rubber inner sac. The action of the main pneumatic jet is altered by small diversionary side jets, so that control of pumping is entirely pneumatic.

(Harry Diamond Laboratories, Cleveland Clinic Foundation)

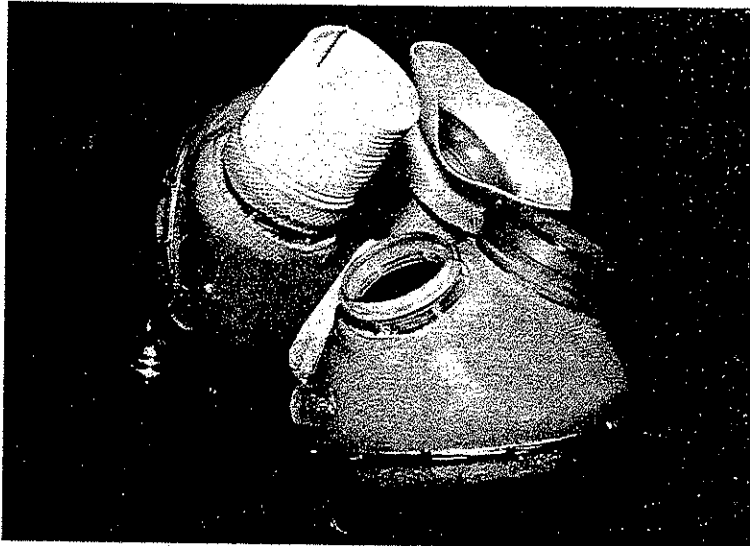


Kwan-Gett人工心臓 (1971)

心室はシリコーンゴムで処理されたダクロン。震動膜は上方のハウジングにはさみならず、そのため血球の破壊を防止されるように作られた初期の震動膜型人工心臓。仔牛はこれによって2週間生存した。(ユタ大学製)

Kwan-Gett Heart (1971)

The flexible ventricles are made of dacron-reinforced silicone rubber. The diaphragm does not contact the upper housing, preventing much of the blood damage observed in some earlier diaphragm type hearts. A calf survived 2 weeks with this heart. (University of Utah)



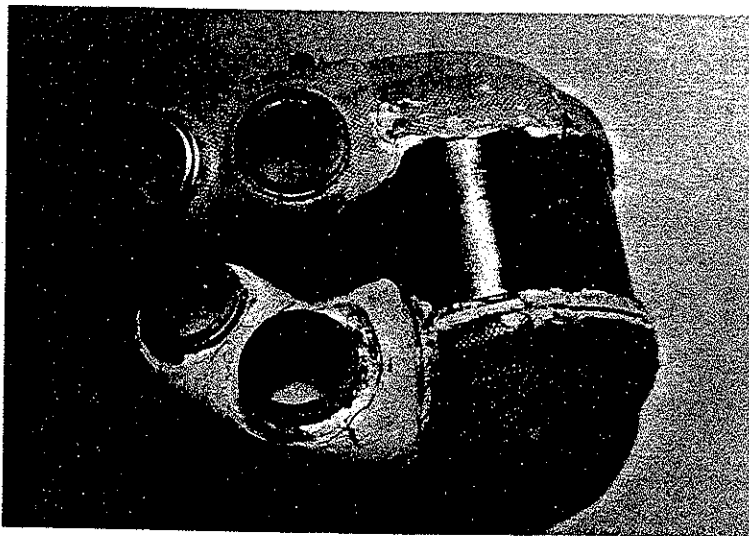
Jarvik-7 空気駆動型人工心臓

Biomerでできた上方のケースは、ダクロン・メッシュで強化されている。下方のケースはアルミニウム製。震動膜はグラファイトが塗られた4層のBiomerできている。流入側および流出側の弁はカーボンtilting弁。この心臓は、Dr. Barney Clarkに移植されたが、同種の心臓は仔牛で9ヵ月生存の記録をもっている。(ユタ大学製)

Jarvik-7 Pneumatic Heart

Flexible polyurethane (Biomer) upper case reinforced with Dacron mesh. Rigid aluminum lower case. The diaphragm is 4 layers of Biomer lubricated with graphite. Inflow and outflow valves have tilting discs of pyrolytic carbon. This heart was implanted in Dr. Barney Clark and a similar heart kept a calf alive for a record 9 months.

(University of Utah)



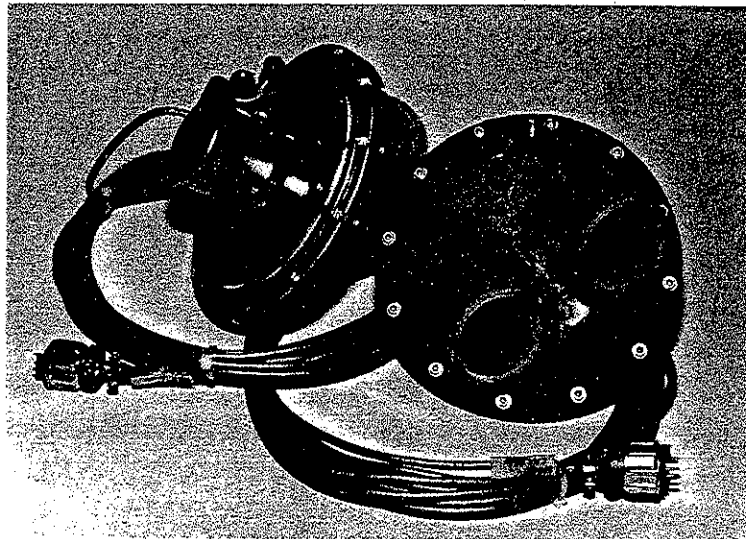
ユタ大学—Westinghouse人工心臓 (1975)

シリコーンゴム製のこのPusher-plate型心臓は、腹腔に植込まれた核燃料によって駆動される。しかしこの計画は、プルトニウム燃料が洩れると思われるので中止された。動物実験では、電気的な駆動装置が使われた。(ユタ大学、Westinghouse 社共同製作)

Utah-Westinghouse Heart (1975)

A silicone rubber pusher-plate heart designed to be powered by a nuclear-fueled thermal engine in the abdomen. ERDA funding of this project was discontinued, partly because of concern over the plutonium fuel. In animal implantations, an electrical power source was used.

(University of Utah, Westinghouse Corporation)



生体材料を利用したPusher-plate人工心臓 (1980)

Hexsynゴム製の震動膜は、高圧の空気を利用したPusher-plateの往復運動によって作動する。内側の血液接触面は、グルタルアルデヒドで処理されたゼラチンが塗られ、血球破壊を防止するようになっている。

このPusher-plate人工心臓は、水力学または機械的作動のどちらでも使うことができる。(クリーブランド・クリニック製)

Biolized Pusher-Plate Heart (1980)

The hexsyn rubber diaphragm is moved by a high pressure pneumatic piston-driven pusher plate. The epoxy housing and diaphragm are coated with gluteraldehyde-treated gelatin for optimal blood compatibility. The pusher plate system is also adaptable to hydraulic and mechanical actuation. (Cleveland Clinic Foundation)



Dr. Barney Clark に 植込まれた人工心臓 (1982)

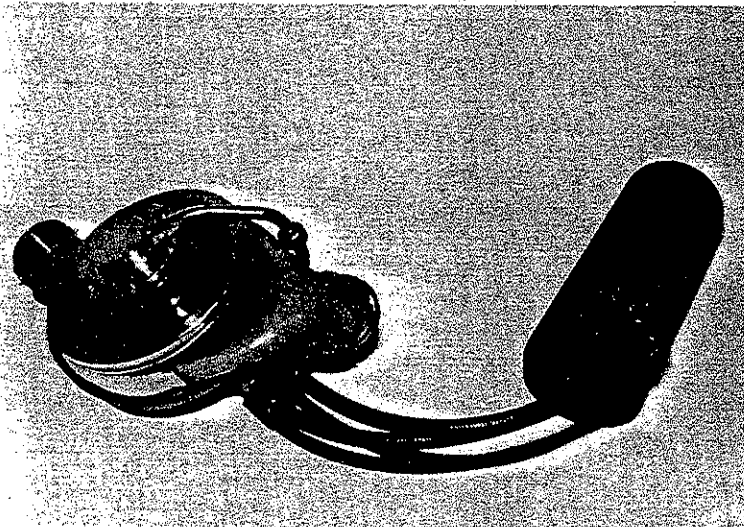
人工心臓は、1982年12月2日に、ユタ大学において、Dr. Barney Clarkに移植され、立派に作動した。

The artificial heart is in place and functioning in Barney Clark's chest during surgery at the University of Utah on December 2, 1982.



Dr. Barney Clarkと夫人のUna Loyさん
人工心臓移植手術後の面会

Dr. Barney Clark and his wife, Una Loy, shortly after
surgery during which the artificial heart was implanted.



Harmison-TECO 補助循環装置 (1972)

このシリコンゴムの Pusher-plate 型の人工心臓は、いろいろな種類の核燃料によって駆動されるようになっている。実際には、動物実験にのみ使用された。

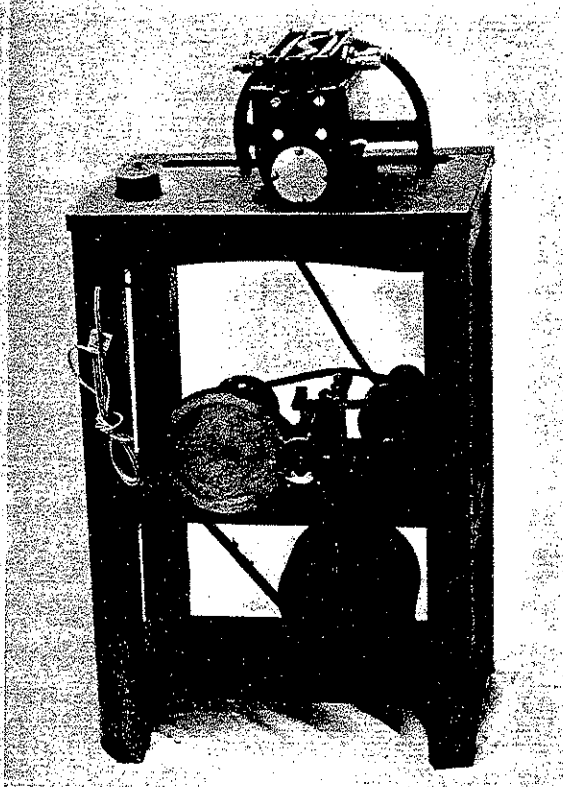
(国立心臓肺研究所、Thermo-Electron 社共同製作)

Harmison-TECO Assist Heart (1972)

This silicone rubber pusher plate pump was powered by several types of nuclear-fueled thermal engines and was the only functioning nuclear system actually implanted in animals.

(National Heart and Lung Institute,
Thermo-Electron Corporation)

日本の初期の人工心肺



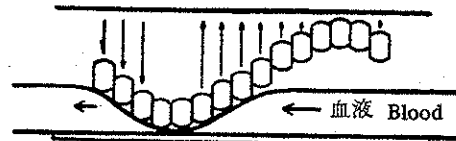
単頭送血ポンプ(メタルフィンガー型)

このポンプは、冠灌流用に使用のものと思われるが、無段変速器は昭和30年代に、東大第2外科木本教授の選択的脳灌流用ポンプに使用したものと同型であり、当時無段変速器は工業用の大型のものだけで利用できず、苦心して作ったものである。

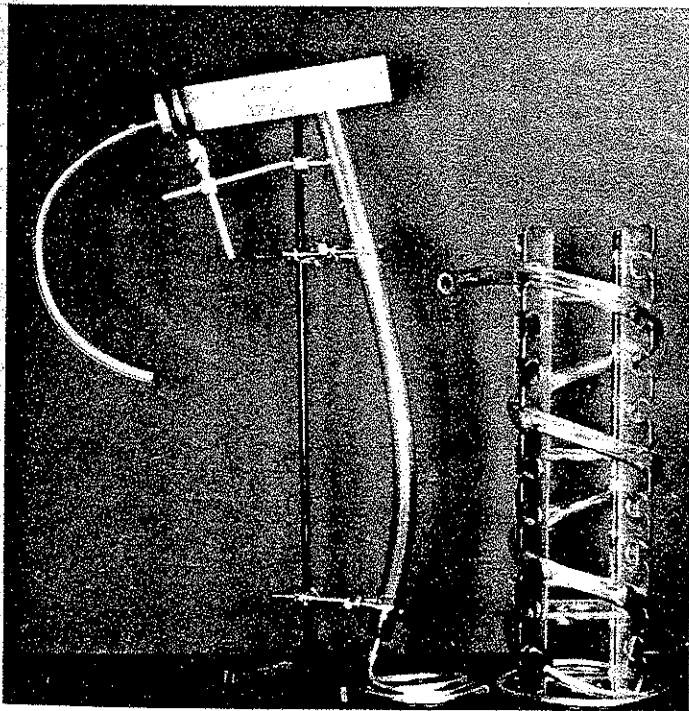
Single-head Blood Pump (Metal finger type)

This blood pump was manufactured by Senko Medical Instrument Mfg. Co., Ltd. for coronary perfusion in around 1954. The continuous speed controller was the same one that had been used in the selective cerebral perfusion pump by Prof. Kimoto of Tokyo University in 1955.

メタルフィンガーポンプの動き Movement of metal fingers



Reproduced by permission from the Japanese Association for Historical Medical Instrumentations (from Aoki Memorial Collections)



バブル型人工肺

日本で最初の、1956年(昭和31年)阪大第1外科曲直部の体外循環による心臓手術の成功例にも使用されたもので、昭和30年代前半臨床使用の最も古い人工肺である。

Bubble-type Oxygenator

The first oxygenator in Japan which was clinically used in heart surgery in 1956 by Manabe of Osaka University.

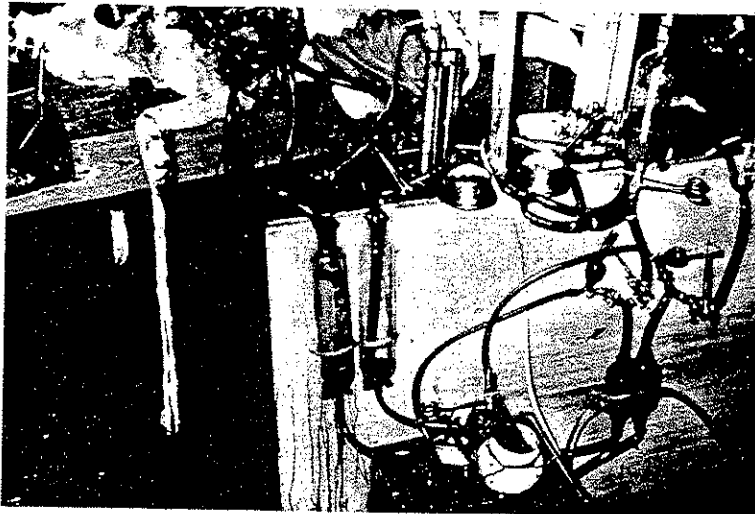
Reproduced by permission from the Japanese Association for Historical Medical Instrumentations (from Aoki Memorial Collections)

日本に於ける 人工心臓研究の足跡

(東京大学医学部医用電子研究施設 渥美和彦教授提供)

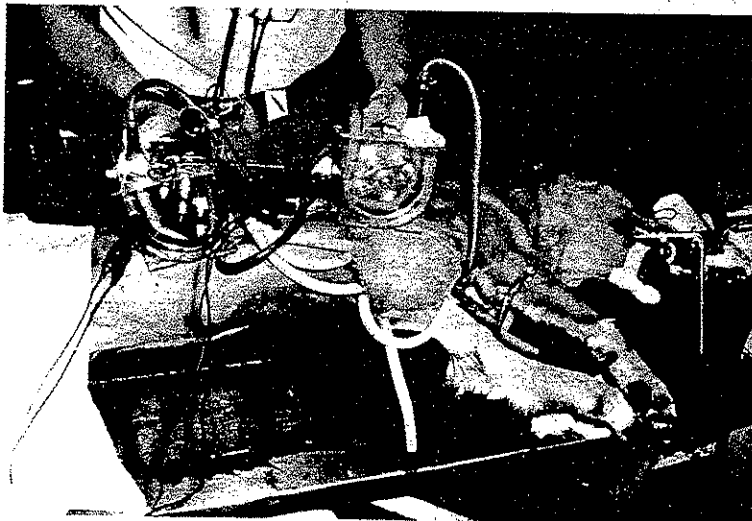
The Footprint of the Artificial Heart Research in Japan

(by courtesy of the Institute of Medical Electronics,
Faculty of Medicine, University of Tokyo)



1. 水圧式駆動（ベローズおよびカム
使用）による完全人工心臓動物(犬)
実験 (5時間生存, 1960年)

Animal (dog) experiment on total artificial heart (TAH) by hydraulic driven (With cam and bellows) system (5 hours survived, 1960)



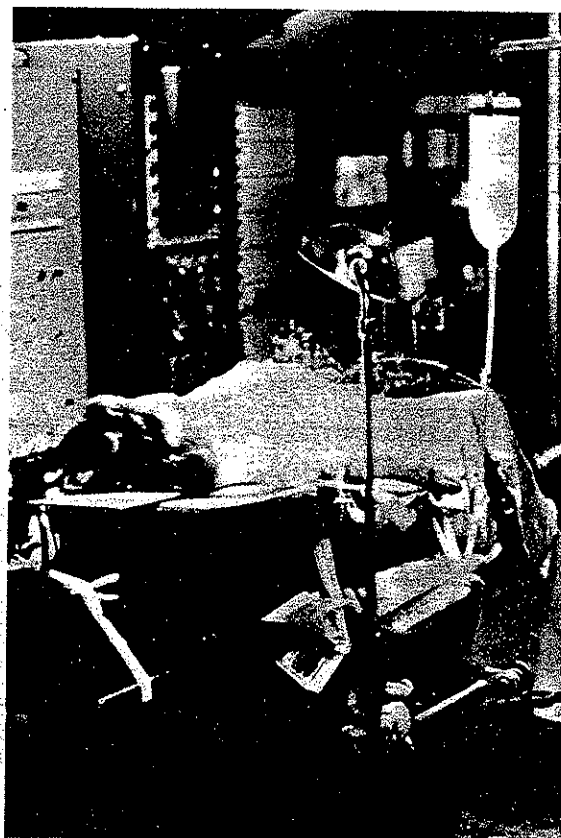
2. ローラ型（マイクロモータ）駆動に
よる完全人工心臓動物(犬)実験 (13時
間生存, 1961年)

Animal (dog) experiment on TAH by micro roller pump system driven with DC motor (13 hours survived, 1961)



3. 体内内蔵型完全人工心臓（ベローズをマイクロモーター駆動）を犬の胸腔内に植込み（7時間生存，1962年）

Implantable TAH (bellows pump driven by micromotor) implanted inside the dog's thoracic cavity (7 hours survived, 1962)



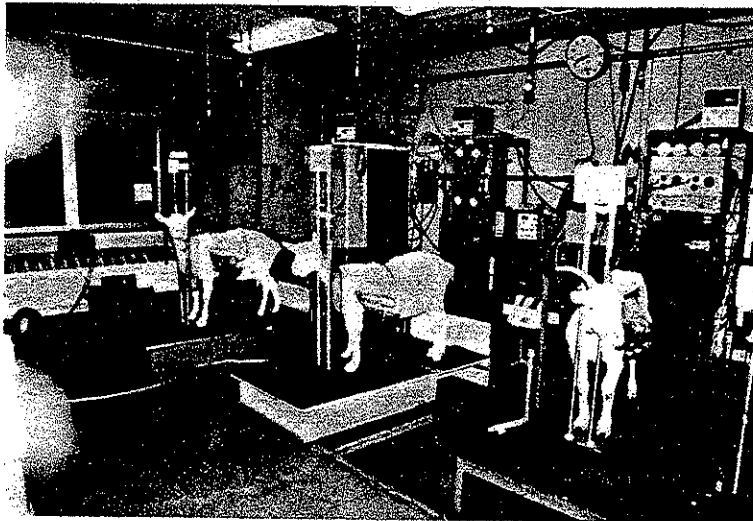
4. 万能圧力発生装置による完全人工心臓動物(犬)のコンピュータ自動制御の実験（24時間生存，1965年）

Automatic on-line computer control of TAH animal (dog) by universal pressure wave form generator (with pulse generator, cardine gear and bellofram) (25 hours survived, 1965)



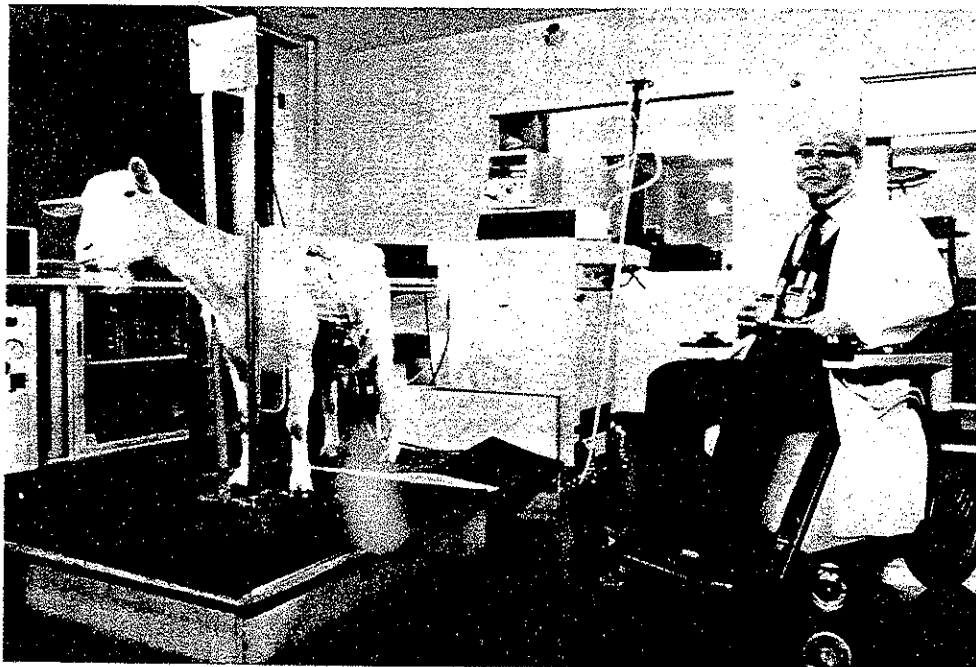
5. 左心補助心臓の慢性動物(羊)実験とポータブル式純流体素子駆動装置による屋外実験（3ヶ月生存，1969年）

Chronic animal (sheep) experiment on left ventricular assist device by fluid amplifier controlled air driven system (3 months survived, 1969)



6. 空気圧式完全人工心臓動物 (ヤギ)
実験で、288日の生存 (左より
288日、243日、232日生存中、1980年)

Three TAH goats survived over 7 months
by air driven system (from left, 288 days,
243 days and 232 days, 1980)



7. 空気圧式臨床用人工心臓駆動装置による動物 (ヤギ) 実験とそれを小型化して可動性の車椅子型にした未来のシステム (1983年)

Animal evaluation test of clinical use AH system (left: bed side type, right: electrically driven wheel-chair type, 1983)

Materials was offered by;

- * Museum of International Center for Artificial
Organs & Transplantation
- * Senko Medical Instrument Mfg. Co., Ltd.
- * Institute of Medical Electronics Faculty of Medi-
cine, University of Tokyo
- * Tsukuba University, School of Medicine

Edited by;

Takehiko Kudo, M.D.

Published by;

Senko Medical Instrument Mfg. Co., Ltd.

(Not for sale)