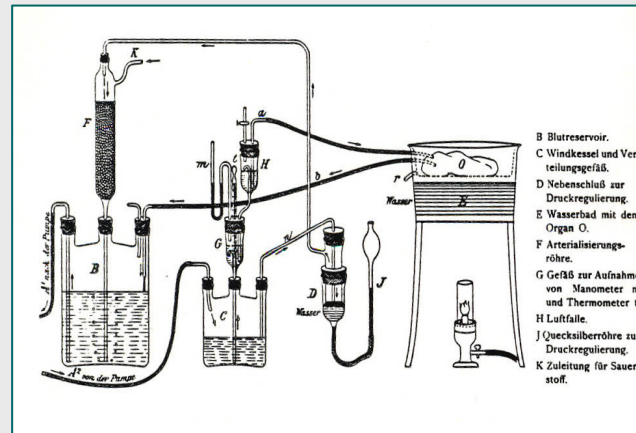


Von Genies und Erfindern

Die Anfänge der Dialysetechnik



Prof. Dr. Ing. Jörg Vienken
Usingen

1913

1940

1945

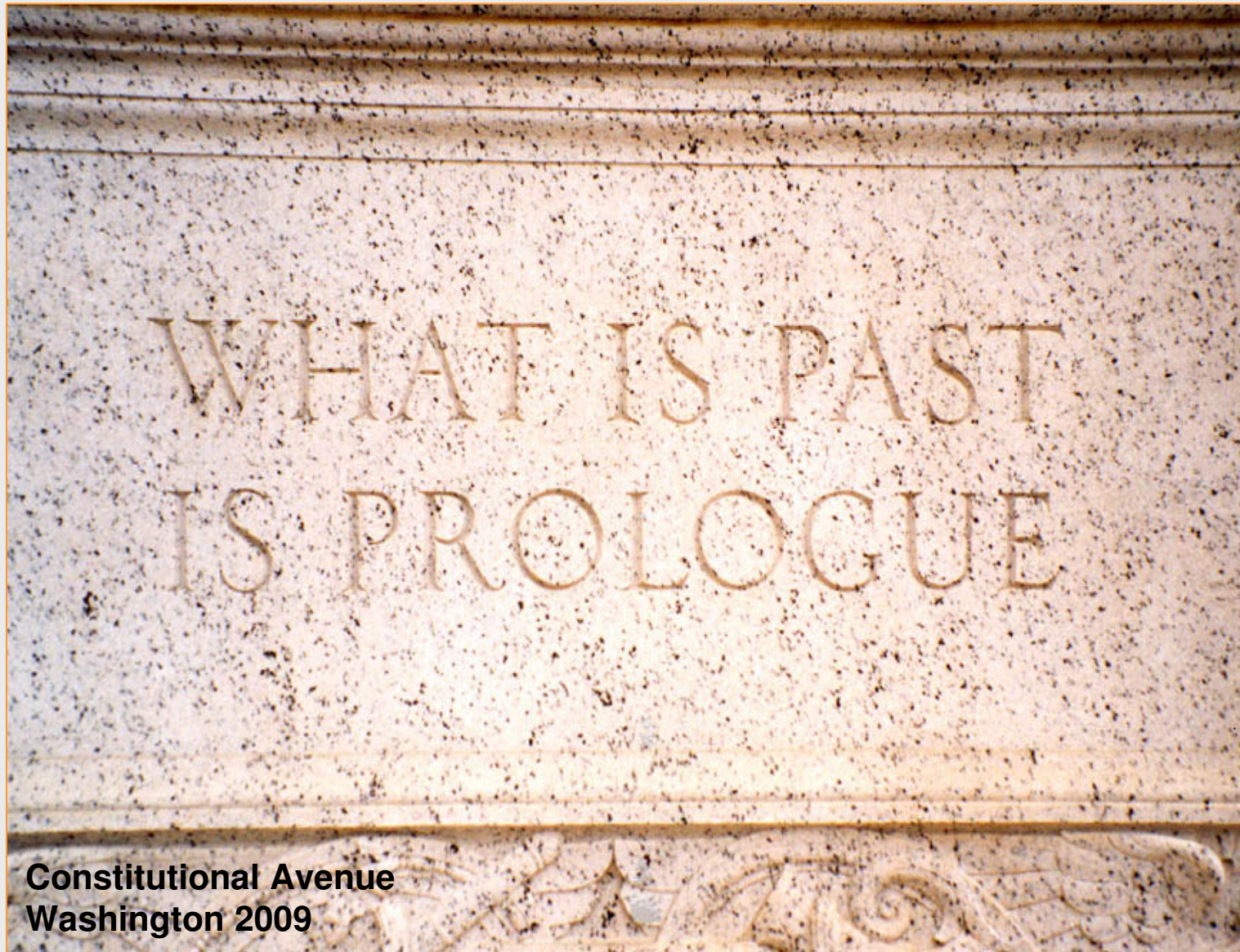
1960

1970

2000

2010

2050



**Constitutional Avenue
Washington 2009**

1913

1940

1945

1960

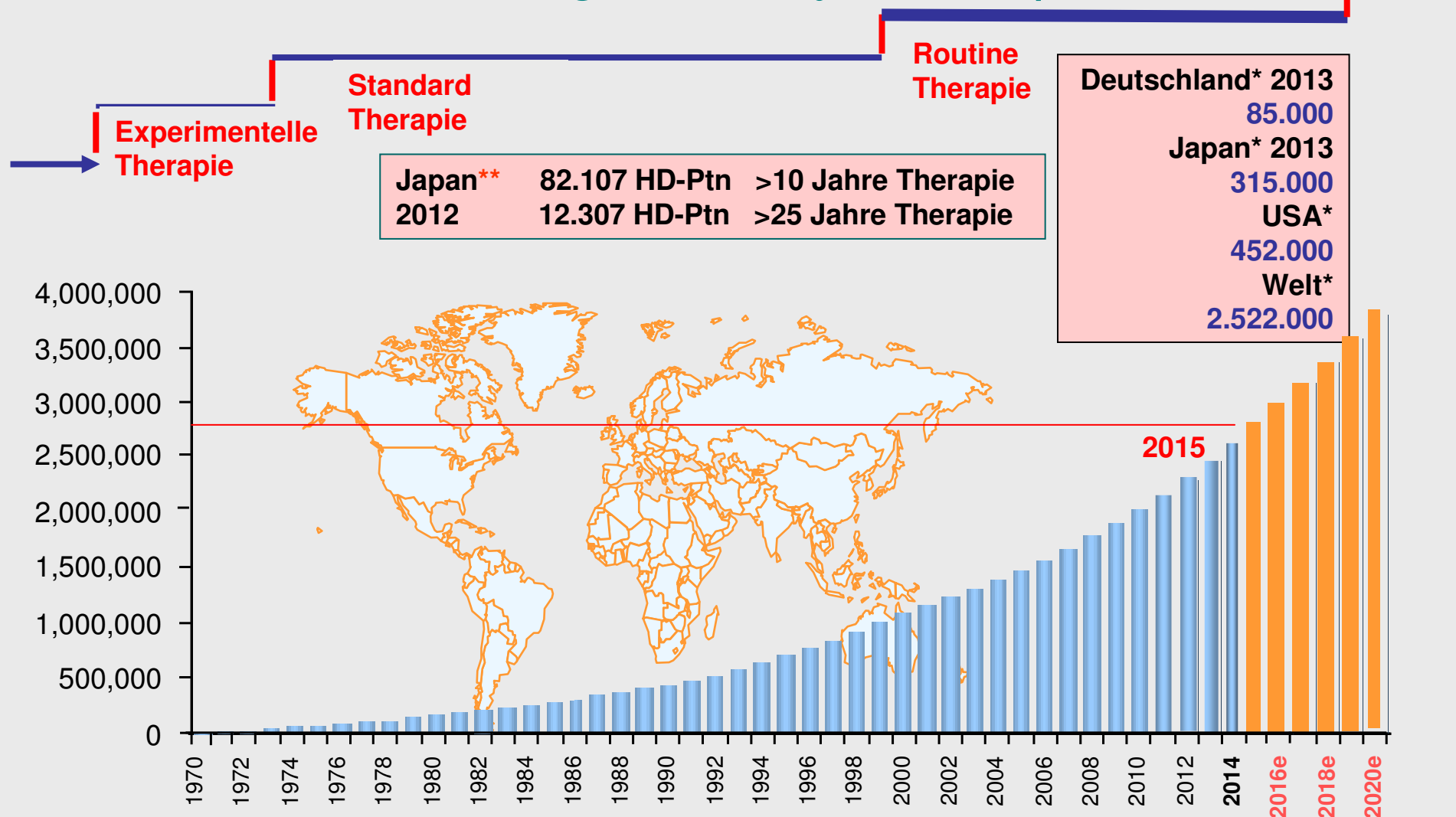
1970

2000

2010

2050

Der Erfolg der Dialysetherapie



Re: *S Moeller, FMC Annual Survey 2013 (2014)

** S. Nakai et al., Ther Apher & Dial, 20:535- 602 (2014)

1913

1940

1945

1960

1970

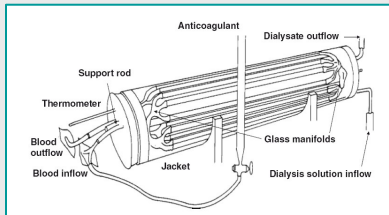
2000

2010

2050

Von Genies und Erfindern

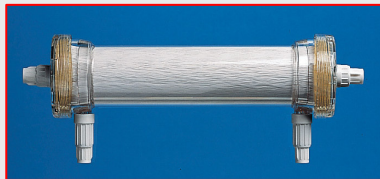
Die Anfänge der Dialysetechnik



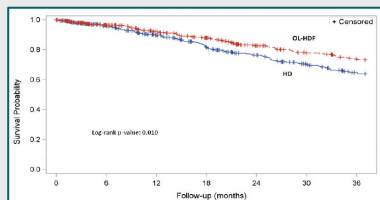
**Dialyse,
als experimentelle Therapie**



**Dialyse
als Standard-Therapie**



**Dialyse
als Routine-Therapie**



.....

1913

1940

1945

1960

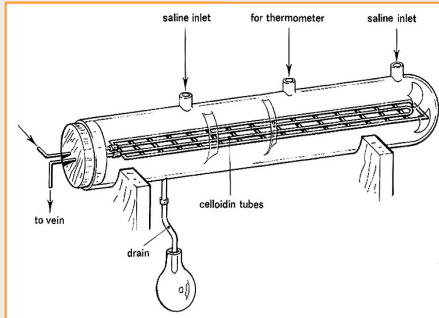
1970

2000

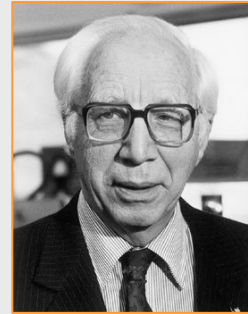
2010

2050

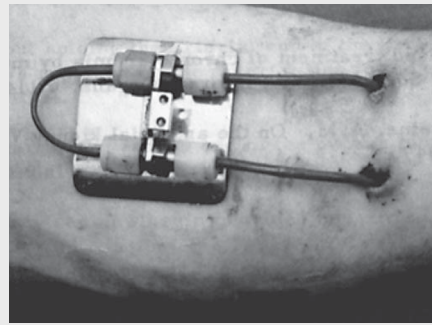
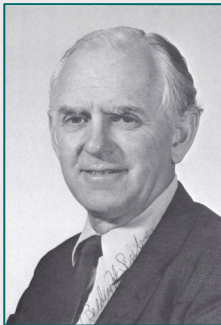
Pioniere und ihre frühen Erfolge



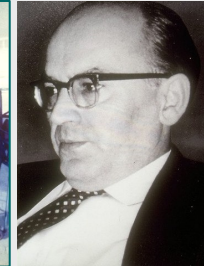
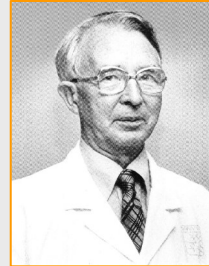
Georg Haas (1886-1971) **Dialyse Kabinensystem**



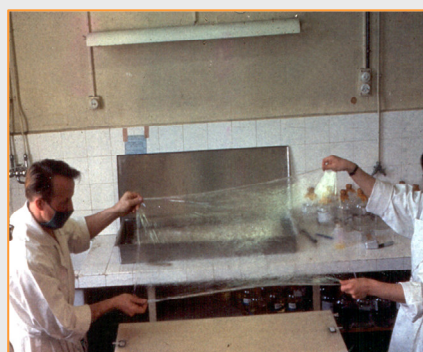
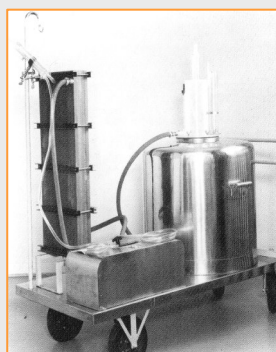
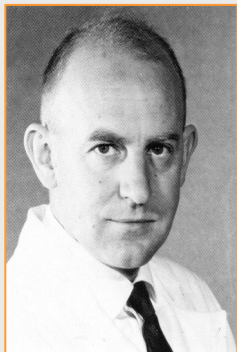
Willem Kolff (1911-2009) **Rotierende Trommel**



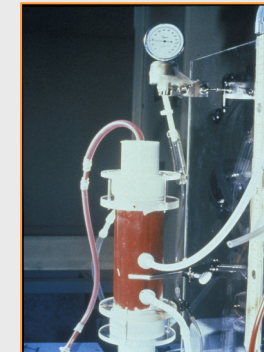
Belding Scribner (1921-2003) **Shunt**



Nils Alwall (1904-1986), Kurt Moeller (1910-1965)
Ultrafiltration



Frederic Kiil (*1921), **Flachmembran-Dialysator**



Richard Steward, **Kapillar-Dialysator**

1913

1940

1945

1960

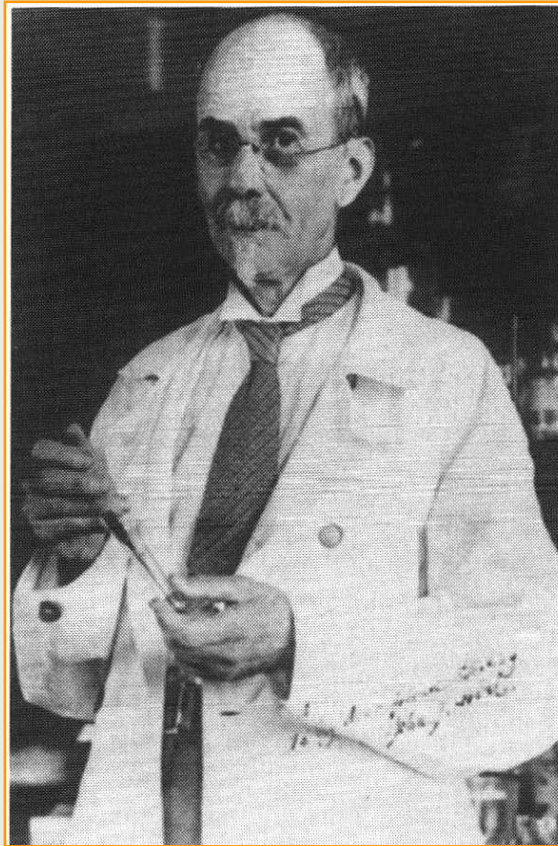
1970

2000

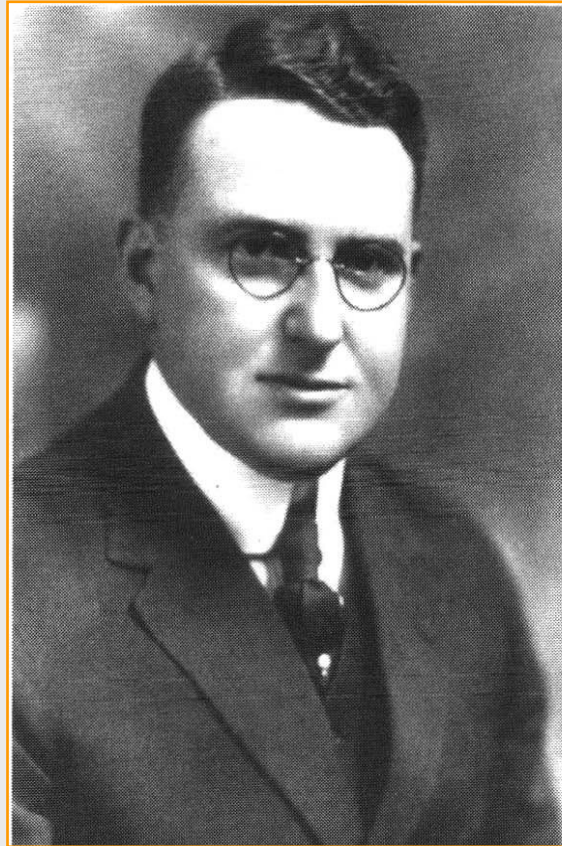
2010

2050

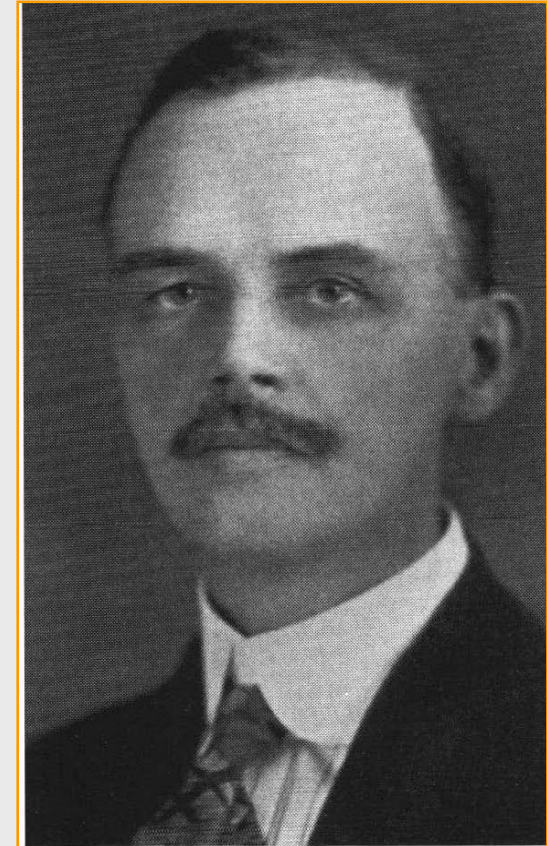
Pioniere des extrakorporalen Blutkreislaufs in den USA



John Jacob Abel
1857 - 1938



Leonard Rowntree
1883 - 1959



Bernard Turner
1871 - 1945

1914

1940

1945

1960

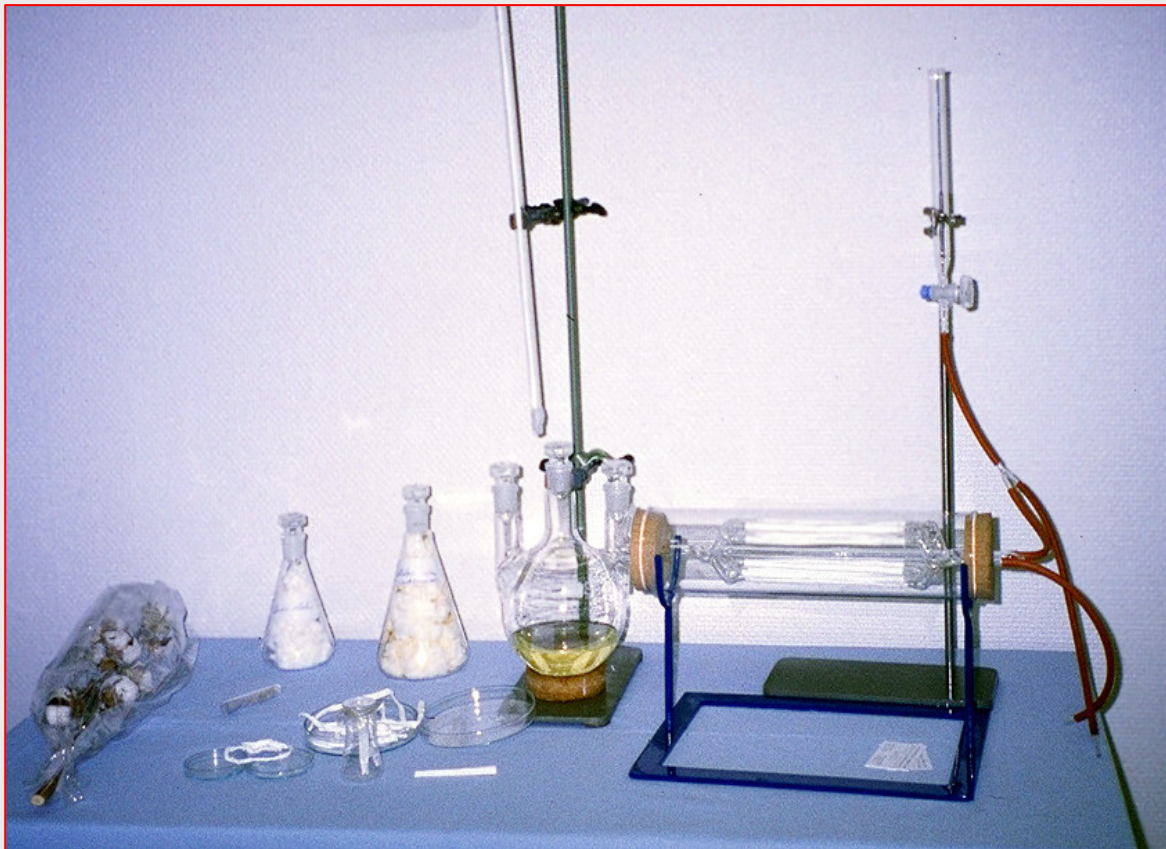
1970

2000

2010

2050

John Abel's Dialyse-Apparat von 1914



REMOVAL OF DIFFUSIBLE SUBSTANCES BY DIALYSIS 291

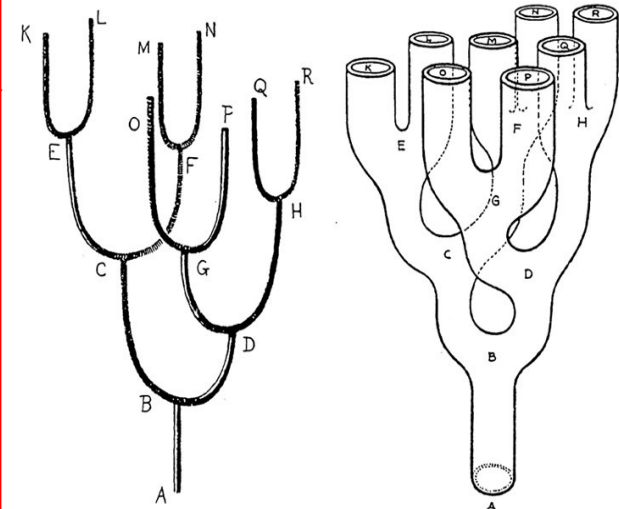


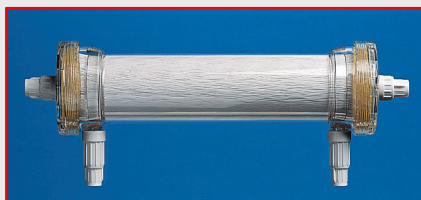
FIG. 7

FIG. 8

FIGS. 7 and 8. DIAGRAMMATIC REPRESENTATION OF BRANCHING OF EIGHT-FOLD DISTRIBUTION TUBES OF THIRTY-TWO-TUBE APPARATUS

The letters refer to corresponding points in both figures. The lines in figure 7 refer to the axes of the tubes shown in figure 8. The U-tubes *KEL* and *MFN* are supplied from *C*, the branch *CF* being seen through (i.e., behind) the tube *OG*. The U-tubes *OGP* and *QHR* are supplied from *D*. The three U-tubes *KEL*, *MFN* and *QHR* are in parallel planes while *OGP* is in a plane at right angles.

J Pharmacol Exp Therapeutics, 5: 291 (1914)



Wo liegt der Unterschied zum Dialysator von heute?

Derjenige, der die Begriffe definiert, gewinnt!

The Times.

LONDON, MONDAY, AUGUST 11, 1913. PRICE, WITH RUSSIA

AN ARTIFICIAL KIDNEY.

At University College the demonstration which excited the most interest was without doubt that of Professor Abel, of Baltimore.

PROFESSOR ABEL presented a new and ingenious method of removing substances from the circulating blood, which can hardly fail to be of benefit in the study of some of the most complex problems. By means of a glass tube tied into a main artery of an anesthetized animal the blood is conducted through numerous celloidin tubes before being returned to the veins through a second glass tube. The celloidin tubes are immersed in saline solution. All diffusible substances circulating in the blood pass through the intervening layer of celloidin, and can be found in the saline solution, where they can be subjected to fractional analysis. In this way Professor Abel has constructed what is practically an artificial kidney. In many instances the working of the added excretory organ is more rapid than that of the actual kidney of the animal; 3 per cent. per hour of salicylic acid can be removed from the blood. Although primarily the apparatus is of use in the estimation and analysis of the diffusible contents of the blood, it is possible that the principle may ultimately be adopted in the treatment of disease. At the close of the demonstration, which excited the liveliest interest and discussion, Professor Abel was accorded round after round of applause.

1913

1940

1945

1960

1970

2000

2010

2050

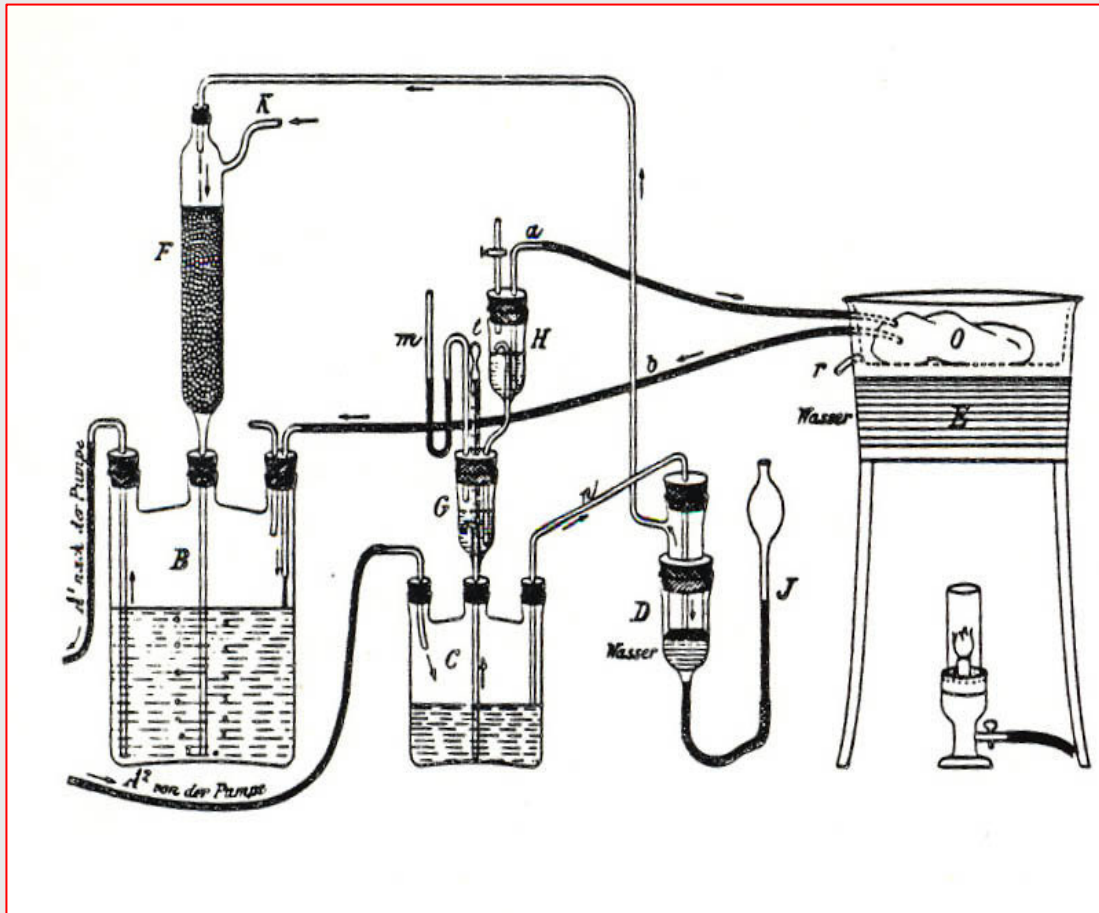
1. Internationaler Kongress für Physiologie Groningen, Teilnehmer im September 1913



John J. Abel

Erster Apparat für die Organperfusion

Franz Hofmeister, Straßburg 1907/1908



B-Blutreservoir, C-Windkessel, D-Bypass zur Druckregulation; E-Wasserbad, F-Arterie, G-Anschluß für Manometer und Thermometer; H-Luftfalle, J-Manometer für die Druckregulation, K-Verbindung zur O₂-Versorgung; O-Organ



Franz Hofmeister
(1850 – 1922)

1923

1940

1945

1960

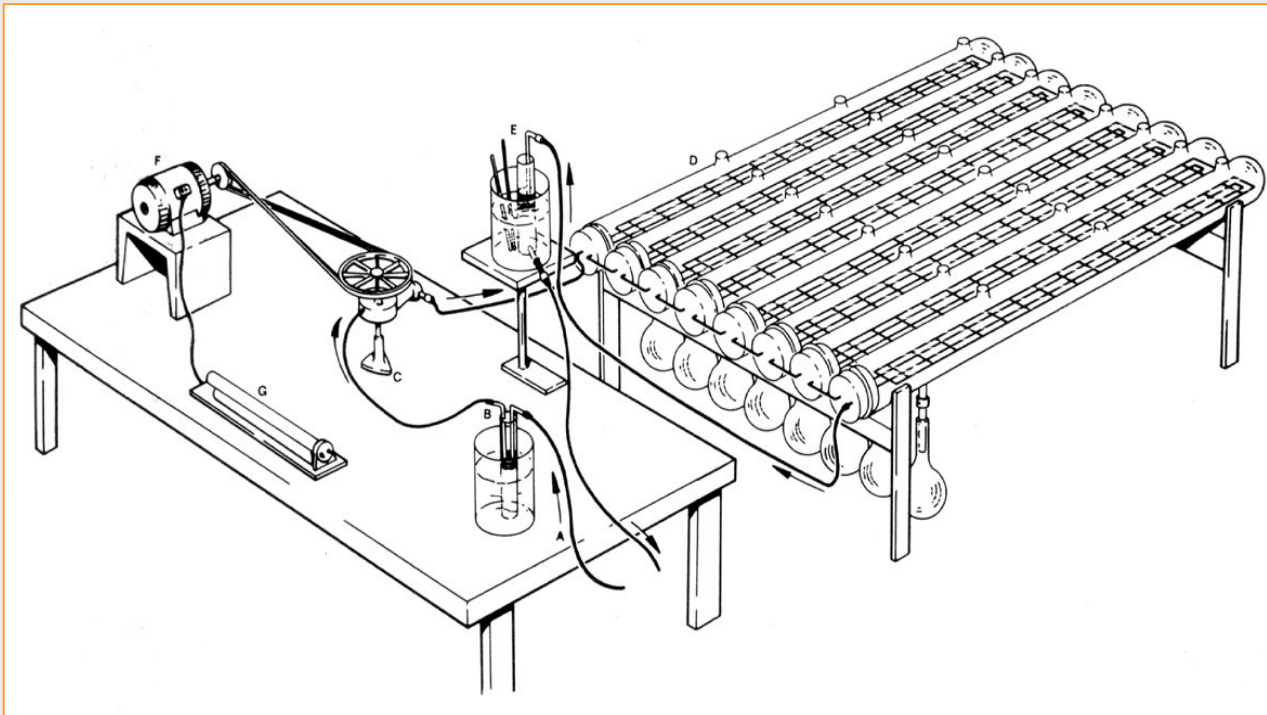
1970

2000

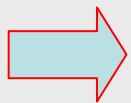
2010

2050

Das Kabinensystem von Georg Haas, Giessen in 1923.



Dr. Georg Haas, 1886-1971



„Dialysekabinen“ bedeuten Sicherheit für den Patienten mit extrakorporalem Blutkreislauf, da diese im Notfall überbrückt werden können!

1914

1923

1945

1960

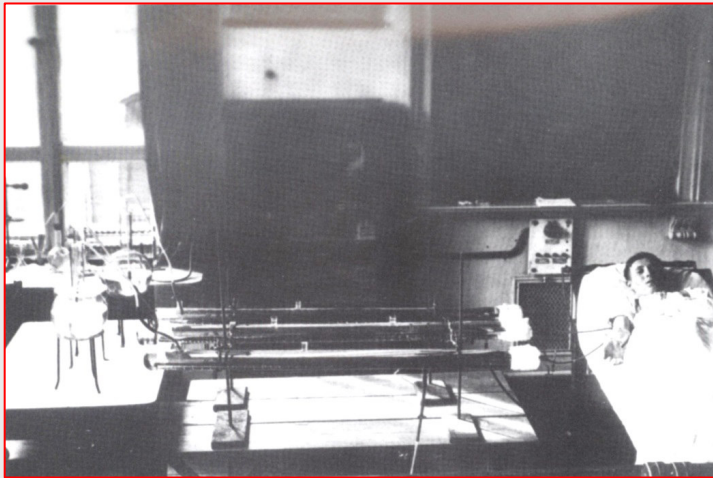
1970

2000

2010

2050

Die ersten klinischen Dialysen von Georg Haas



**Kinderdialyse
08. Februar 1925**

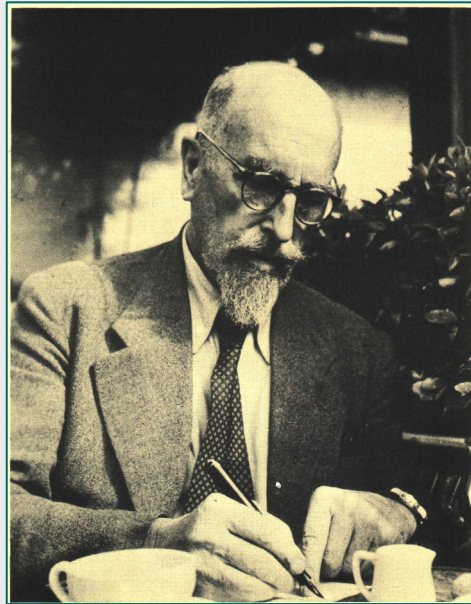


**Dialyse beim Erwachsenen,
1923**

Re: J Benedum
Med Hist, 14:196 - 202 (1979)

Der Erfolg der ersten Dialysebehandlung

Was nun den therapeutischen Erfolg dieses Falles anlangt, so hatte man deutlich den Eindruck eines Entgiftungsvorgangs. Schon unmittelbar im Anschluß an die Blutwaschung war die Stimmung des Patienten sichtlich besser, ja, ich möchte sagen, gehoben. Er führte im Krankensaal das große Wort, die Nacht nach der Waschung und ebenso die folgenden Nächte verliefen sehr gut, ohne Schlafmittel; Übelkeit und Kopfschmerzen, die in den Tagen vor der Blutdialyse sehr hartnäckig waren und die unmittelbare Indikation zum Eingriff abgaben, waren vollkommen verschwunden, und vor allem machte sich der Appetit, der vorher nahezu fehlte, wieder auffallend geltend. Diese Besserung des Zustandes hielt etwa 6 Tage an, bis allmählich wieder Kopfschmerzen, Schlaflosigkeit und Erbrechen in Erscheinung traten.



“Die Dialyse ist nutzlos und sogar gefährlich!”

*Franz Volhard,
berühmter Internist und Professor
in Halle (1918) und Frankfurt (1927).*



“Von der ersten Idee bis zur
Verwirklichung der Dialysemethode,
war es ein langer Weg.

Ich würde heute sagen,
es war ein Kreuzweg!”

Georg Haas (1928)

1914

1927

1945

1960

1970

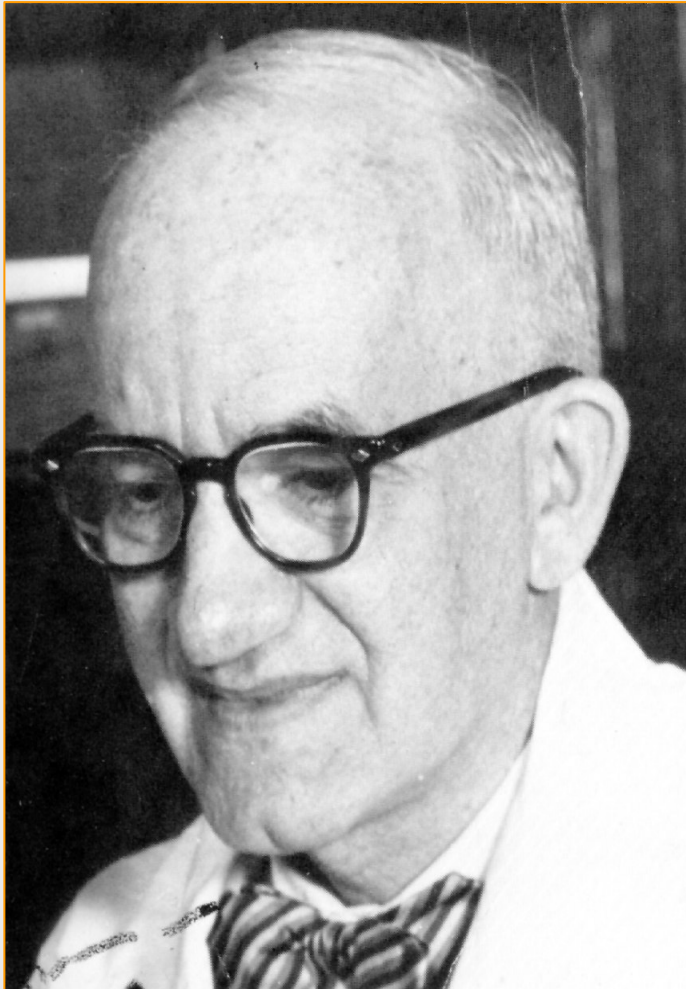
2000

2010

2050

Heinrich Necheles (1897-1979)

publizierte im „Chinese Journal of Physiology“ im Jahr 1927



Chinese Journal of Physiology, 1927, Vol. I, No. 1, pp. 69—80.

A METHOD OF VIVI-DIALYSIS

HEINRICH NECHELES

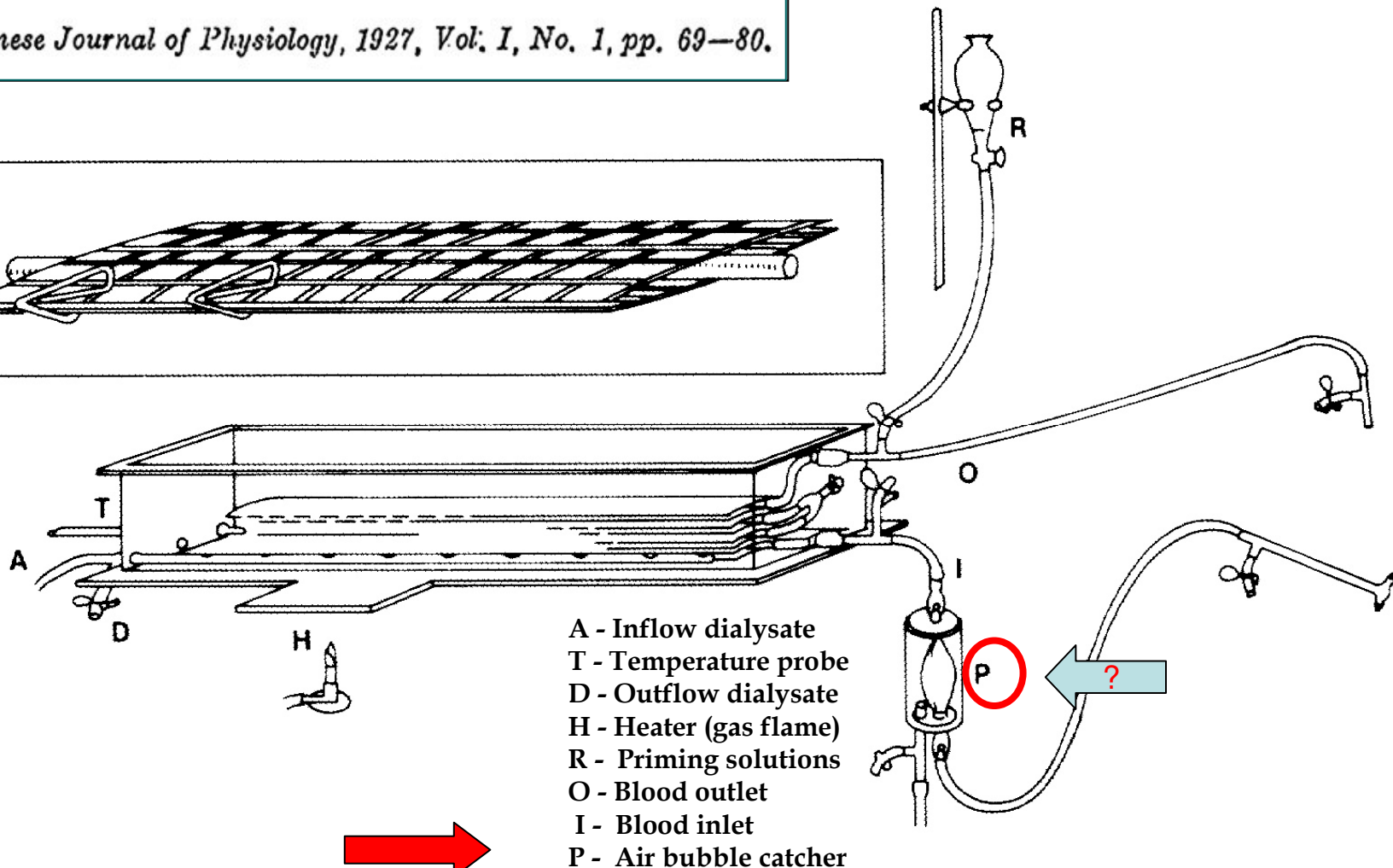
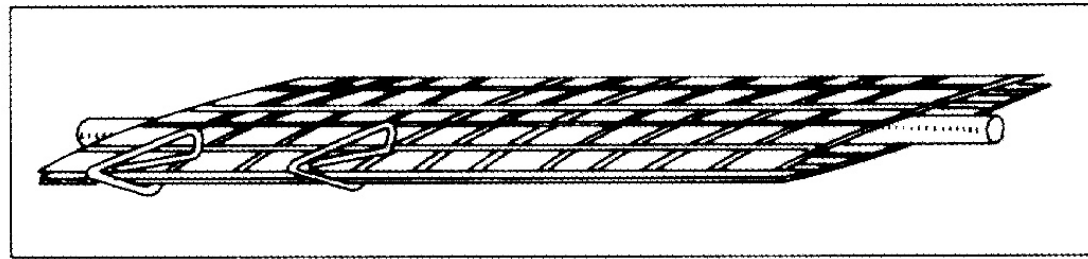
(From the Department of Physiology, Peking Union Medical College, Peking.)

Received for publication October 15, 1926

Abel, Rowntree and Turner (1, 2) introduced a method by which "the blood of a living animal may be submitted to dialysis outside the body, and again returned to the natural circulation without exposure to air". The dialysing apparatus consisted of a number of celloidin tubes, connected together by a system of branching glass tubes. Blood rendered incoagulable by intravenous injections of hirudin, was allowed to flow directly from an artery into the tubes, from which it returned directly into a vein. The tubes were immersed in a large vessel containing saline solution or serum and the whole maintained at body temperature. These authors carried out dialysis of systemic and portal blood.

Dialysator von Heinrich Necheles in 1927 mit partieller Ultrafiltrationskontrolle

Chinese Journal of Physiology, 1927, Vol. I, No. 1, pp. 69—80.

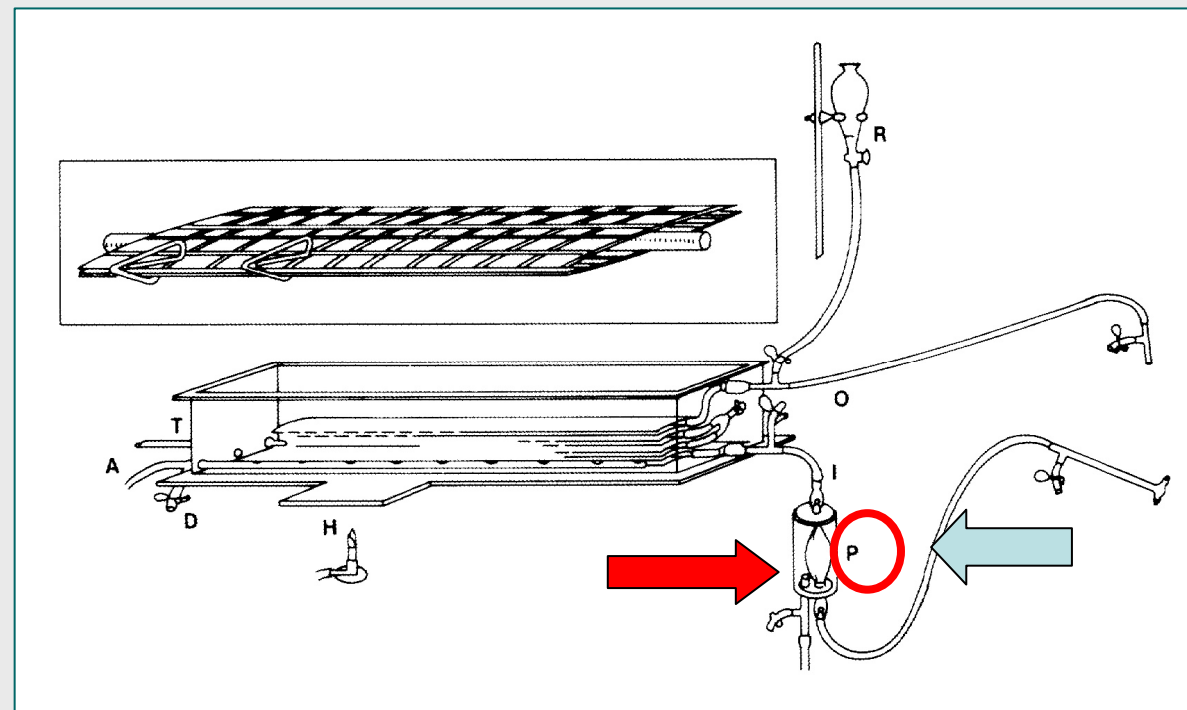


Dialysator von Heinrich Necheles in 1927 mit einer Kondom-Blutpumpe

The pump consists of a condom tied on two glass valves (see fig. 2, P) the former being encased in a wide glass cylinder, both ends of which are closed with rubber corks. The lower cork carries a glass T-tube, through one arm of which compressed air is driven in intermittently, while the other arm serves to regulate the pressure.

The pump must of course be filled with Locke and anticoagulant before connecting up with the animal, and must be fixed in the vertical position.

A - Inflow dialysate
T - Temperature probe
D - Outflow dialysate
H - Heater (gas flame)
R - Priming solutions
O - Blood outlet
I - Blood inlet
P - Hydraulic pump



1914

1923

1945

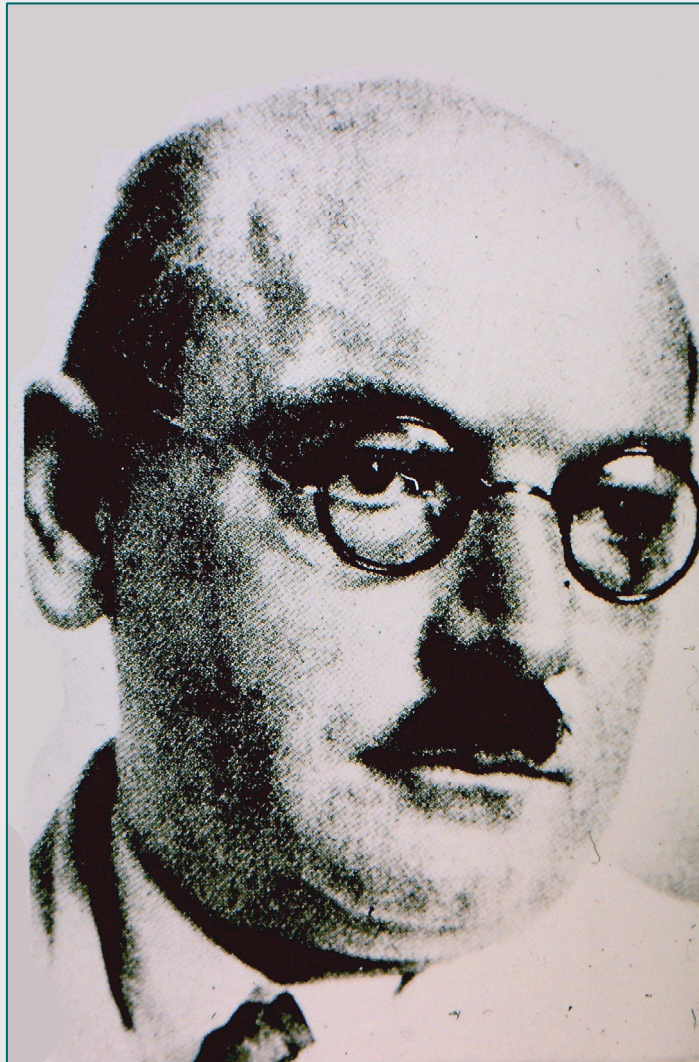
1960

1970

2000

2010

2050



Georg Ganter
1885 - 1940

Aus der Medizinischen Klinik Würzburg.
(Vorstand: Prof. Morawitz.)
**Ueber die Beseitigung giftiger Stoffe aus dem Blute
durch Dialyse.**
Von Prof. G. Ganter.

„Der erste Fall, bei dem ich auf den Gedanken kam, die Infusion zu diesem Zwecke zu benutzen, wurde 1918 in der Medizinischen Klinik Greifswald eingeliefert. Es handelte sich um einen Mann mittleren Alters, bei dem die urämischen Symptome ziemlich ausgesprochen waren ... Ich ließ durch Punktion etwa $\frac{3}{4}$ Liter aus der Pleurahöhle abfließen und infundierte im Anschluss daran, durch dieselbe Nadel, die gleiche Menge physiologische Kochsalzlösung. Sehr bald trat eine ausgesprochene Aenderung des Krankheitsbildes ein. Aus äusseren Gründen bin ich erst später dazu gekommen der Frage im Tierexperiment näher zu treten.“

Aus:
Münchener Med Wchschr, 70:1478-1485 (1923)

Stationen: 1918-1921 Universität Greifswald
1921-1926 Universität Würzburg
1926-1937 Universität Rostock
1937 Amtsenthebung durch den Rektor
der Uni Rostock Dr. E.H. Brill

1914

1923

1945

1960

1970

2000

2010

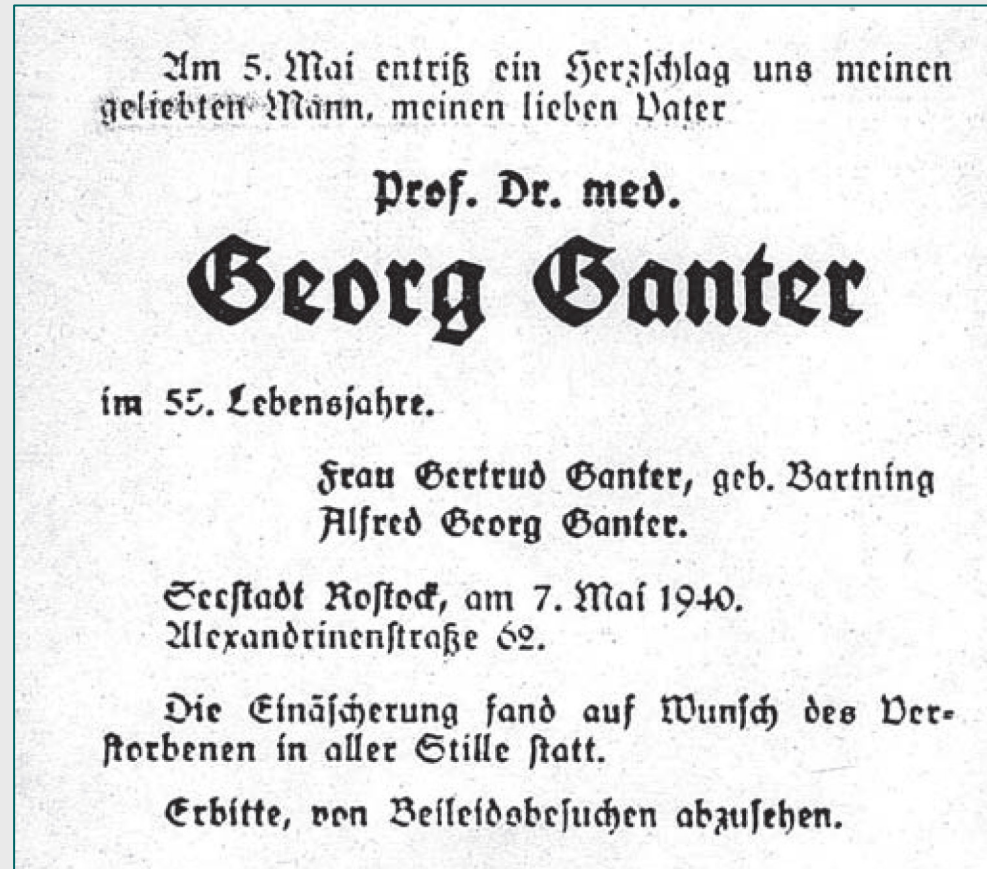
2050

Georg Ganter

Wirkungsstätte und Todesanzeige



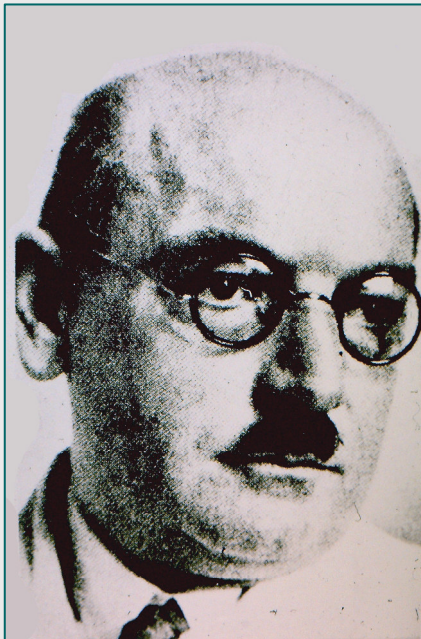
Katholische Klinik St. Georg (im Krieg zerstört)
Rostock, Paulstrasse 27



Aus:
Rostocker Anzeiger vom 07.Mai 1940

Re: H.J. Stolpe
Ärzteblatt MV, 19:164-166 (2009)

Georg Ganter's Beitrag zur Entwicklung der Peritonealdialyse



1918 Entfernung einer Pleurallösung aus einem urämischen Patienten und dessen Ersatz durch 750 ml einer NaCl-Lösung

Später Tierversuche in Kaninchen und Meerschweinchen mittels 3x Injektion von 40-80 ml einer Kochsalzlösung in die Bauchhöhle; Entfernung dieser Lösung nach 3 h und Ersatz durch eine frische Lösung

1923 Erste Behandlung eines Patienten mit Hilfe von 1,5 L einer 0.9%igen Kochsalzlösung

1914

1940

1945

1960

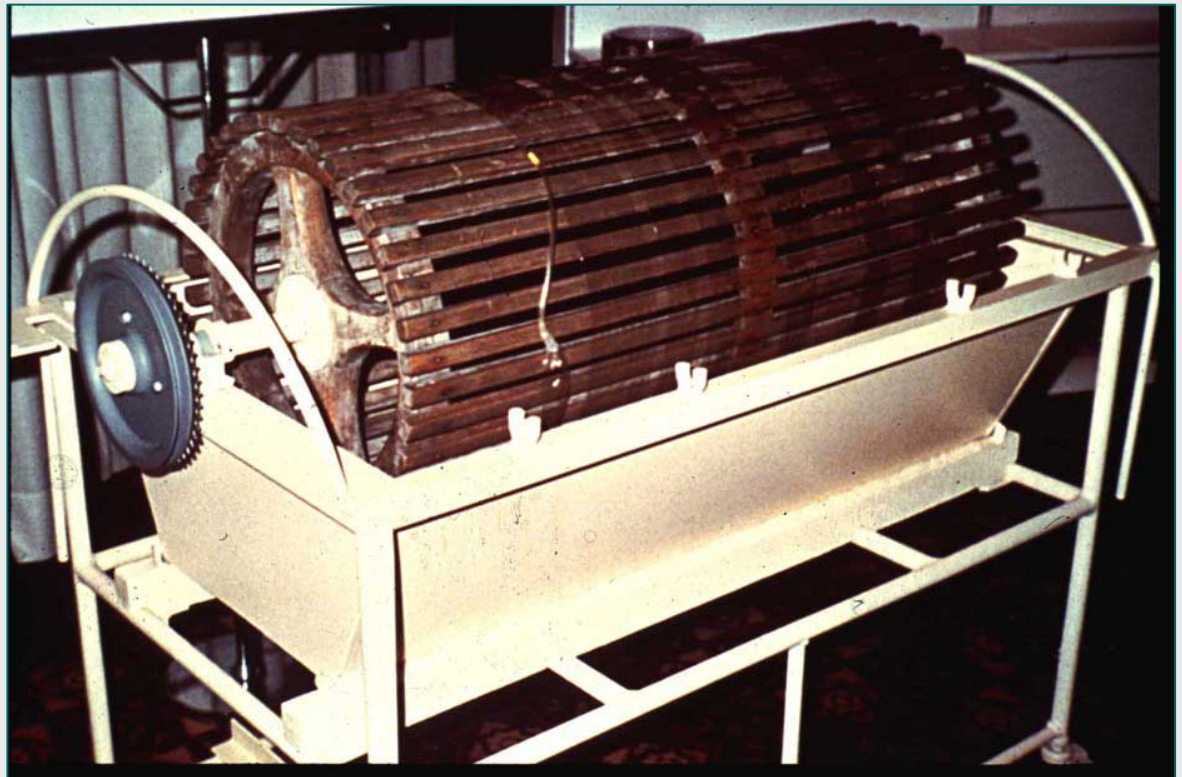
1970

2000

2010

2050

Dr. Willem (Pim) Kolff und seine Trommelniere (1911 - 2009)



1914

1940

1945

1960

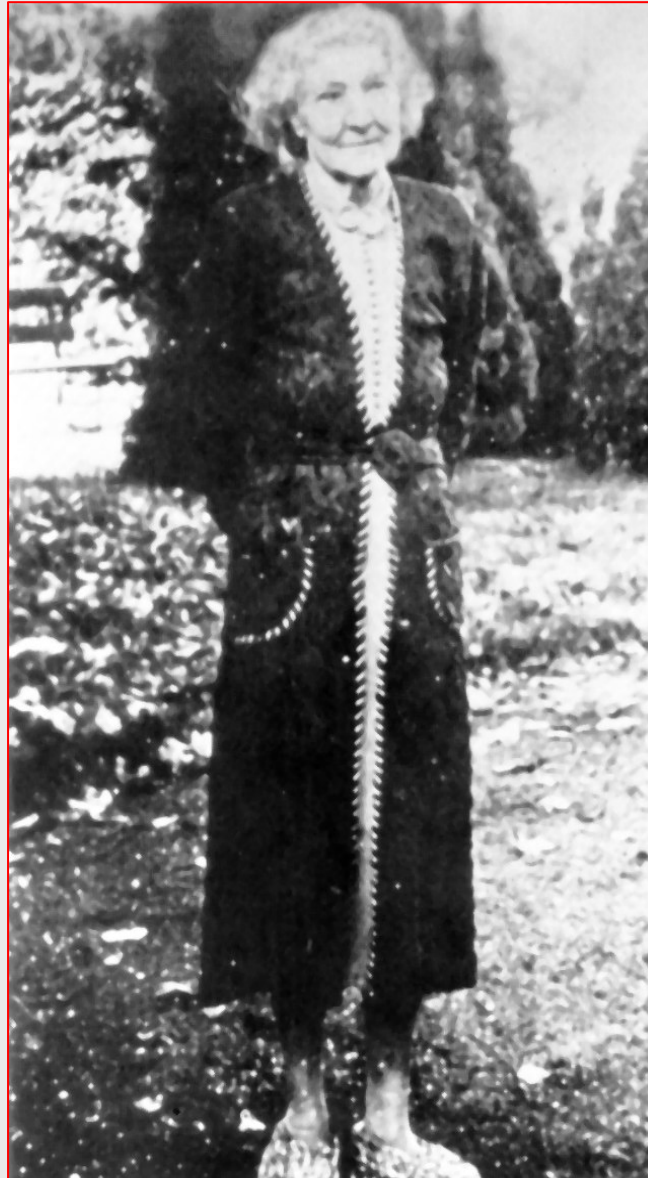
1970

2000

2010

2050

Die erste Überlebende war Kolff's 17. Patientin



Sophia Schafstadt (1945)
litt an akutem Nierenversagen

... und war die erste Patientin,
die bis zur Wiederherstellung
der Nierenfunktion am Leben
erhalten werden konnte. Sie
lebte danach weitere sieben
Jahre.

1977

1914

1940

1945

1960

1970

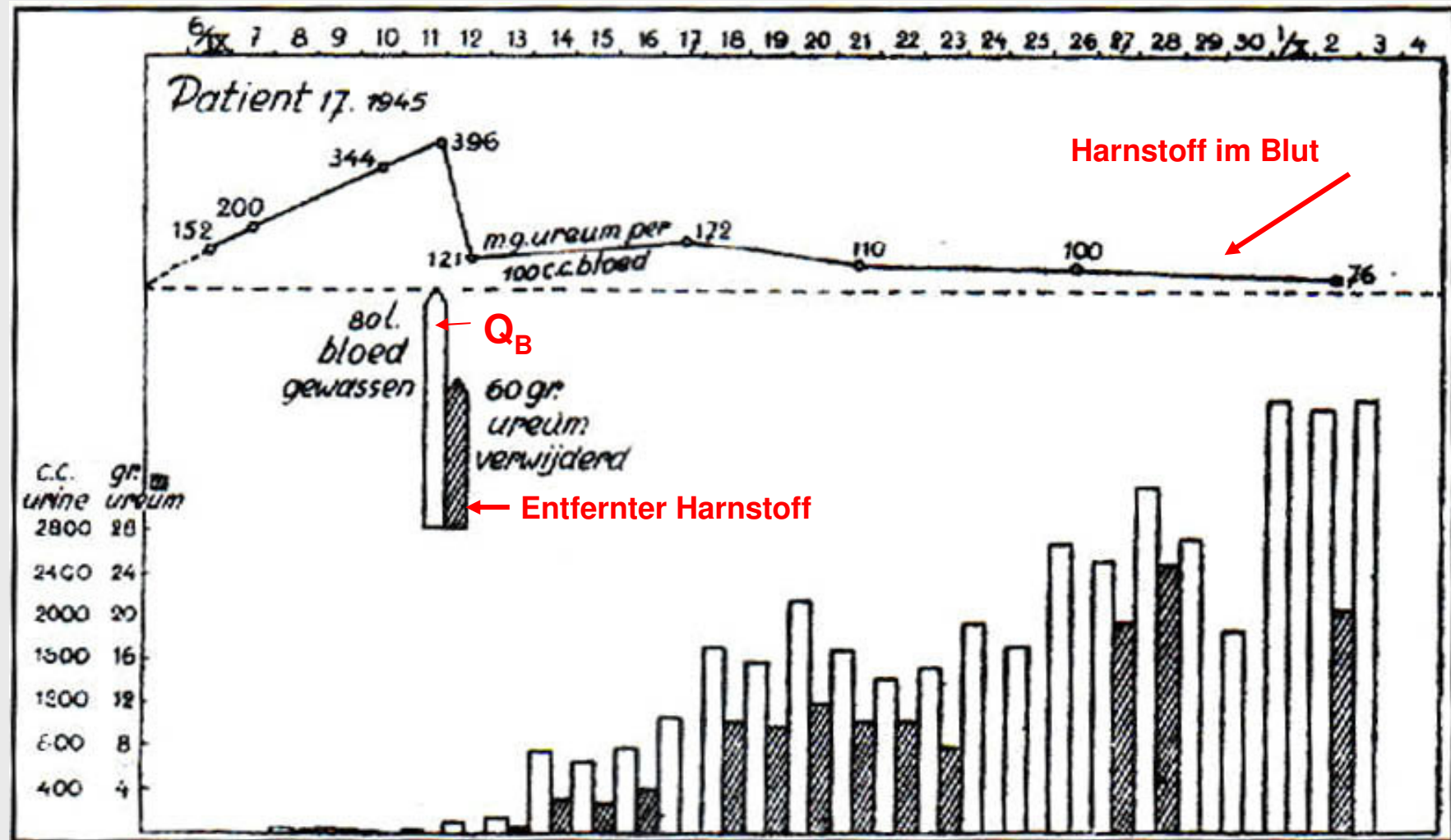
2000

2010

2050

Die Rotierende Trommelniere von 1945

Klinisch-biochemisches Bild von „Patient 17“



Re: W Kolff

De kunstmatige nier. Dissertation Universität Groningen, 1946

1914

1940

1945

1960

1970

1999

2010

2050

Große Geister immer mit Sinn für Details



Peter Vienken, 11 Jahre

Willem Kolff, 88 Jahre

1914

1940

1945

1960

1970

2000

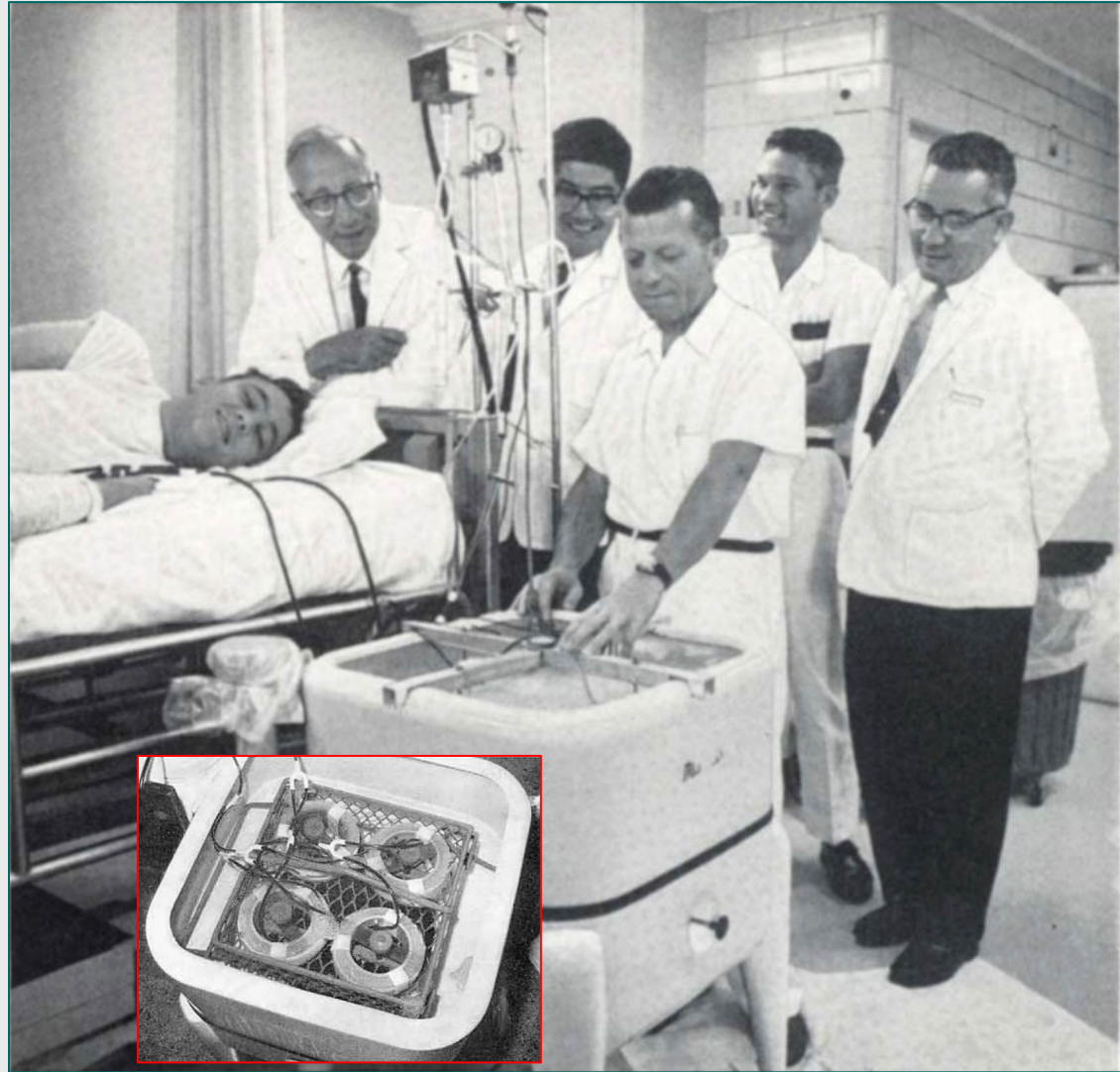
2010

2050

Willem Kolff, Erfinder der ersten Stunde



Erste tragbare künstliche Niere



Erste Heim-Dialysemaschine

Willem Kolff bei der Vorstellung seiner Technik zur Herstellung steriler PD-Lösungen 2001



Jülich
26. September 2001

1914

1940

1945

1960

1970

2000

2010

2050

Der Nachteil der *Rotierenden Trommelniere* → keine kontrollierte Ultrafiltration möglich



Rotating drum, Glasgow
Erworben in 1958

1914

1940

1945

1960

1975

2000

2015

2050



Willem Kolff und Niels Alwall
Rostock 1975

1914

1940

1948

1960

1970

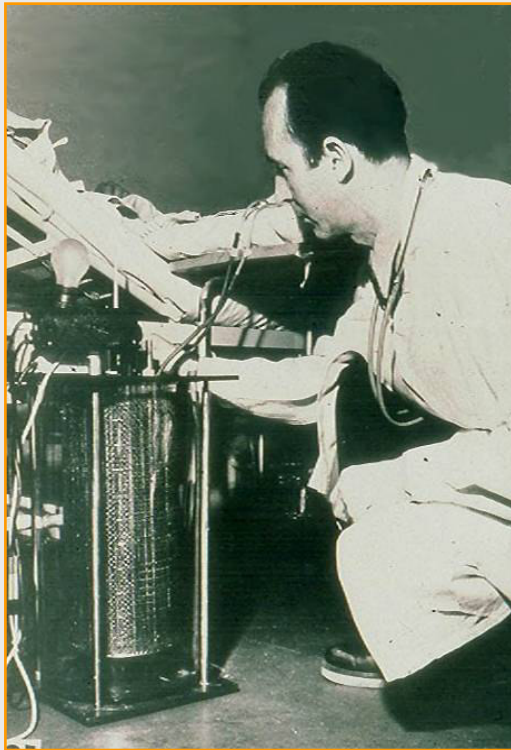
2000

2010

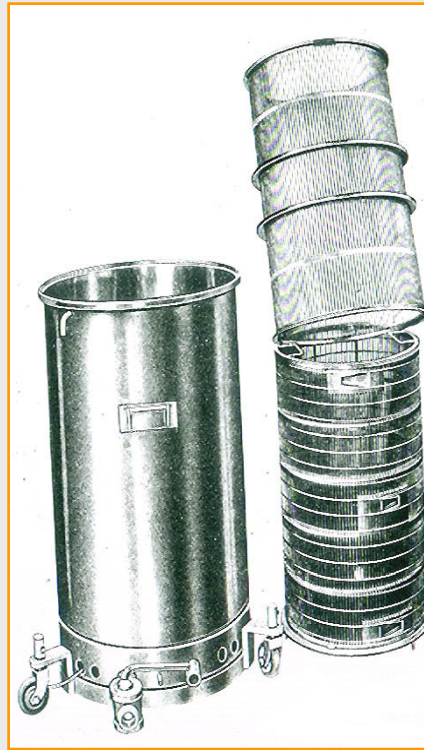
2050

Ultrafiltration unter Kontrolle

Schutz der Schlauchmembran durch externe Zylinder



Niels Alwall, Schweden
(1904 – 1986)



Alwall Tankniere
1948



Moeller Tankniere
1955



Kurt Moeller, Hamburg
(1910 – 1965)

1914

1940

1950

1960

1970

2000

2010

2050

Niels Alwall

kommentiert zu hohe Erwartungen an die Künstliche Niere
(in den frühen 1950iger Jahren)

“A warning must be given against the idea that every hospital should be equipped with an artificial kidney. Treatment with the artificial kidney is, principally, only an adjuvant to rational conservative treatment of renal failure. Unless its value and the condition under which it should be used are properly understood, the artificial kidney can be a deadly instrument.

By experience I have learnt that patients with severe renal disease cannot possibly be given adequate care in other wards, even within the same hospital. These patients must unconditionally, and at the right time, be transferred to a renal centre, where doctors and nurses are trained and experienced in the treatment of severe renal disease”

1914

1940

1945

1960

1970

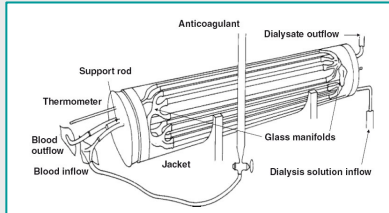
2000

2010

2050

Von Genies und Erfindern

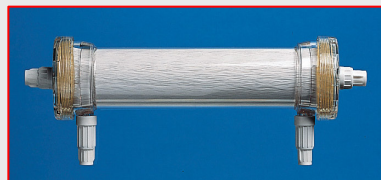
Die Anfänge der Dialysetechnik



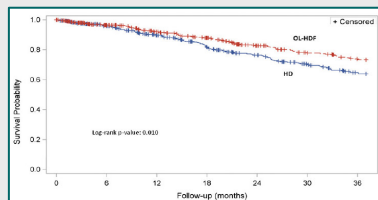
Dialyse, als experimentelle Therapie



Dialyse als Standard-Therapie



Dialyse als Routine-Therapie



.....

1914

1940

1945

1960

1970

2000

2010

2050

Ein permanenter Gefäßzugang als Ausgangspunkt Dialyse als Standard-Therapie in den 1960igern

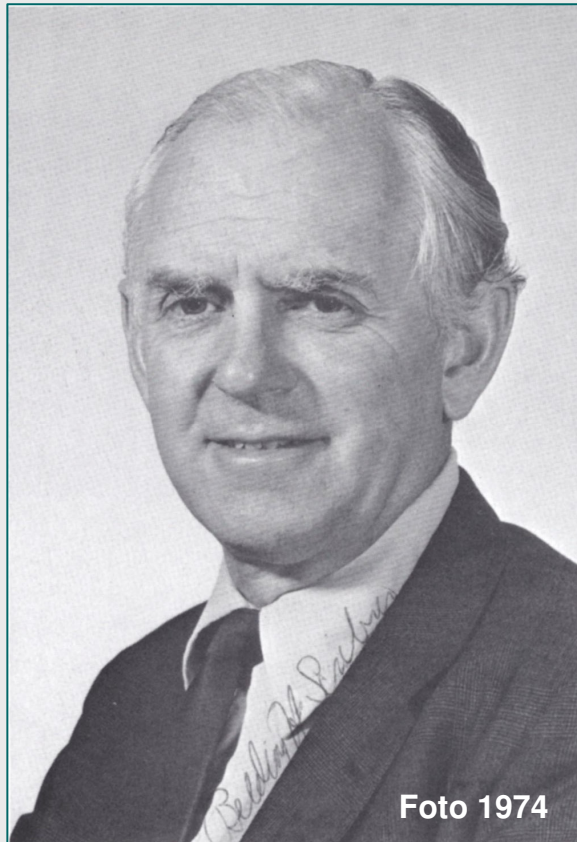


Foto 1974

Dr. Belding Scribner (1921 – 2003)
2002 Albert Lasker Award
für klin. Forschung

CANNULATION OF BLOOD VESSELS FOR PROLONGED HEMODIALYSIS*

Wayne Quinton, David Dillard, and Belding H. Scribner

In the process of trying to simplify the technique of continuous hemodialysis⁽¹⁾, the problem of long-term cannulation of arteries and veins presented itself. The technique which has been developed and is herein described solves this problem by making use of two devices. First, the cannulas are placed in the vessels through a subcutaneous tunnel so that they emerge from the skin through a tight-fitting puncture wound some distance from the site of vessel

Trans ASAIO, 6:104-113 (1960)

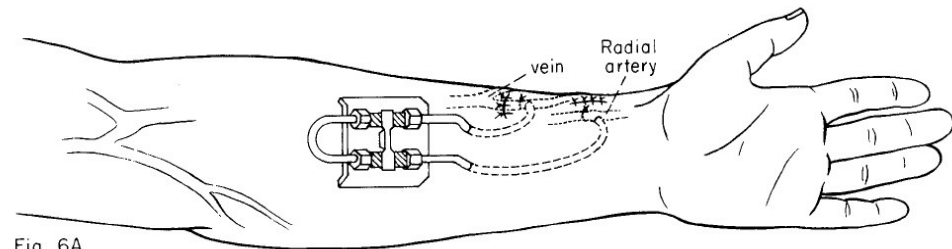


Fig. 6A

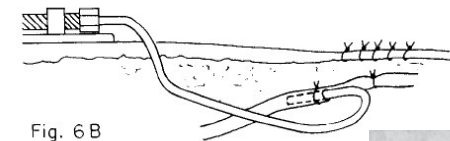
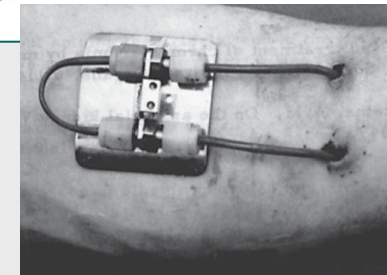


Fig. 6B



1914

1940

1945

1960

1970

2000

2010

2050



Clyde Shields (1921 – 1971)

Clyde Shields, der erste Patient mit
Scribner Shunt (1960).

Shields überlebte sein Nierenversagen für 11 Jahre
und verstarb 1971 an Herzversagen.

1914

1940

1945

1960

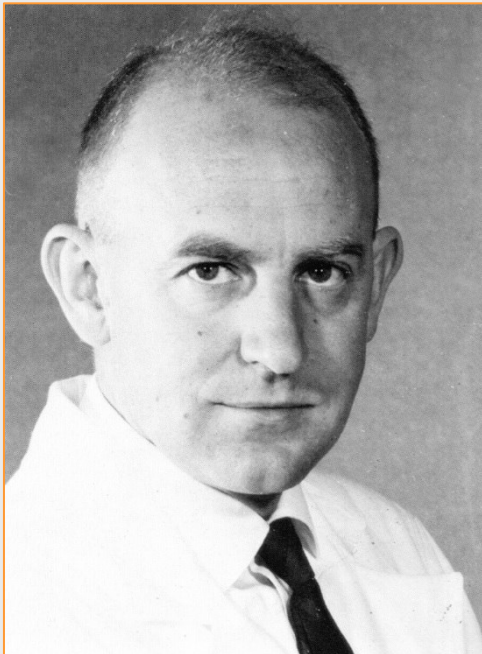
1970

2000

2010

2050

Frederic Kiil, Pionier der „Standarddialyse“ in den 1960igern



Frederic Kiil

***29. September 1921**

Institutsleiter

Institut für Experimentelle Medizinische Forschung
(IEMR) 1962 - 1991., Universität Oslo, Norwegen

DEVELOPMENT OF A PARALLEL-FLOW ARTIFICIAL KIDNEY IN PLASTICS

BY

FREDRIK KIIL

with technical assistance of Bjørn Amundsen

From the University Institute for Experimental Medical Research (donated by ship-owner Anders Jahre) and the Medical Department VII, Ullevål Hospital, Oslo, Norway.

The basic principle of all artificial kidneys in extensive clinical use is dialysis of blood through cellophane membranes against a bathfluid of known and presumably ideal composition as to dialyzable constituents. Depending on the arrangement of the membranes or tubes of cellophane two main types of haemodialyzers may be distinguished. In the parallel-flow

The electrical analogy of parallel and serial circuits may be used for the two main types of haemodialyzers. By the application of Ohm's law it follows that if the cellophane tube of a coil kidney is divided in n equal parts and rearranged as in a parallel-flow kidney, the total resistance is reduced by a factor of $1/n^2$. With unchanged total flow-rate and mem-

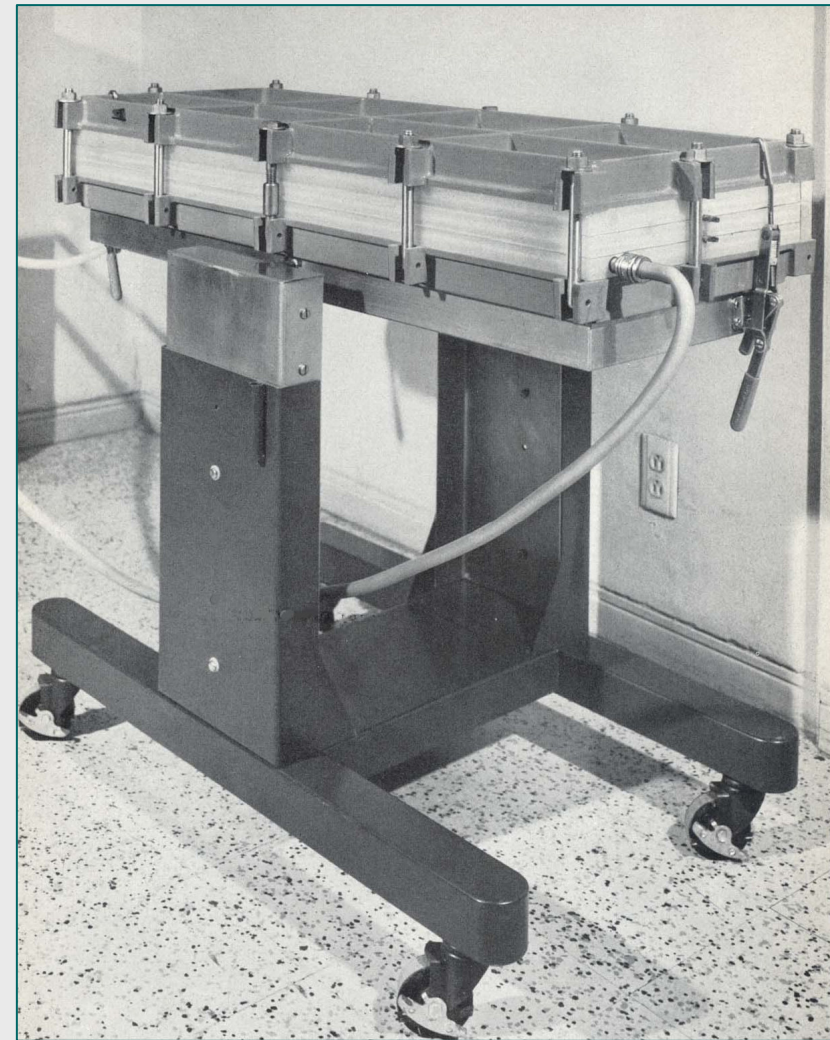
Acta Chir Scand (Suppl) 253: 140-42 (1960)

Der Kiil Dialysator (Milton Roy Ltd)

Das Arbeitspferd in der Dialyse
der 1960iger Jahre:
“Verkausschlager” seiner Zeit.

→ Einsatz auch in der
Heimdialyse

- Gewicht 30 kg,
- per Hand zusammen zusetzen.
- Harnstoff clearance 60 ml/min.
- Blutvolumen zwischen 300 und 600 ml.



1914

1940

1945

1960

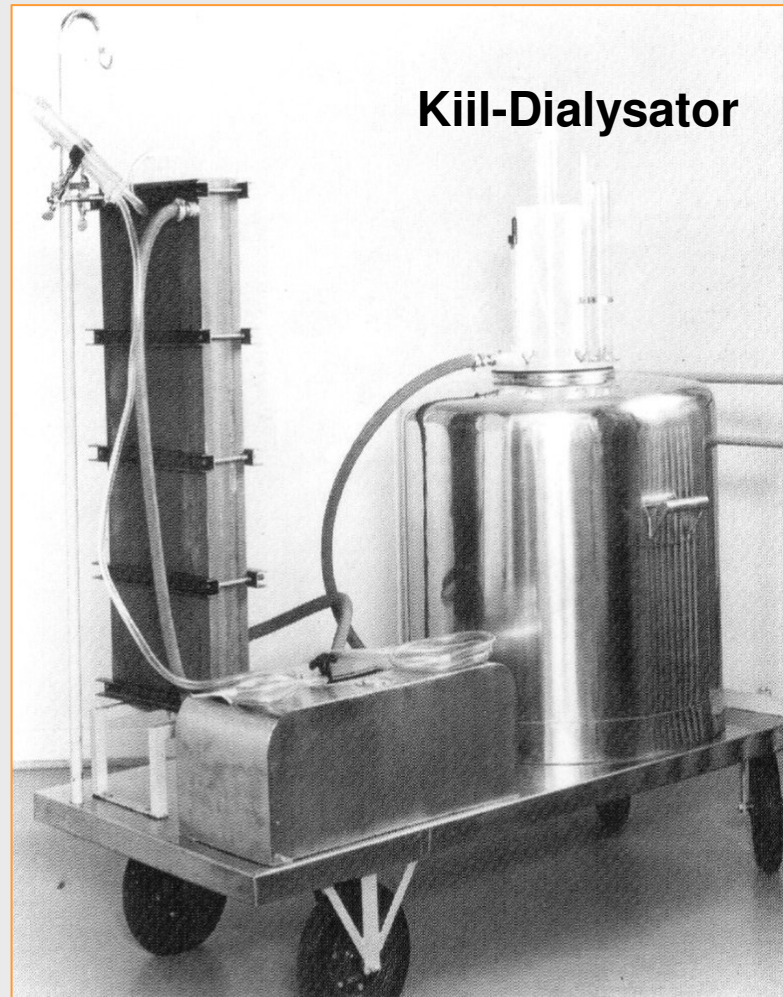
1970

2000

2010

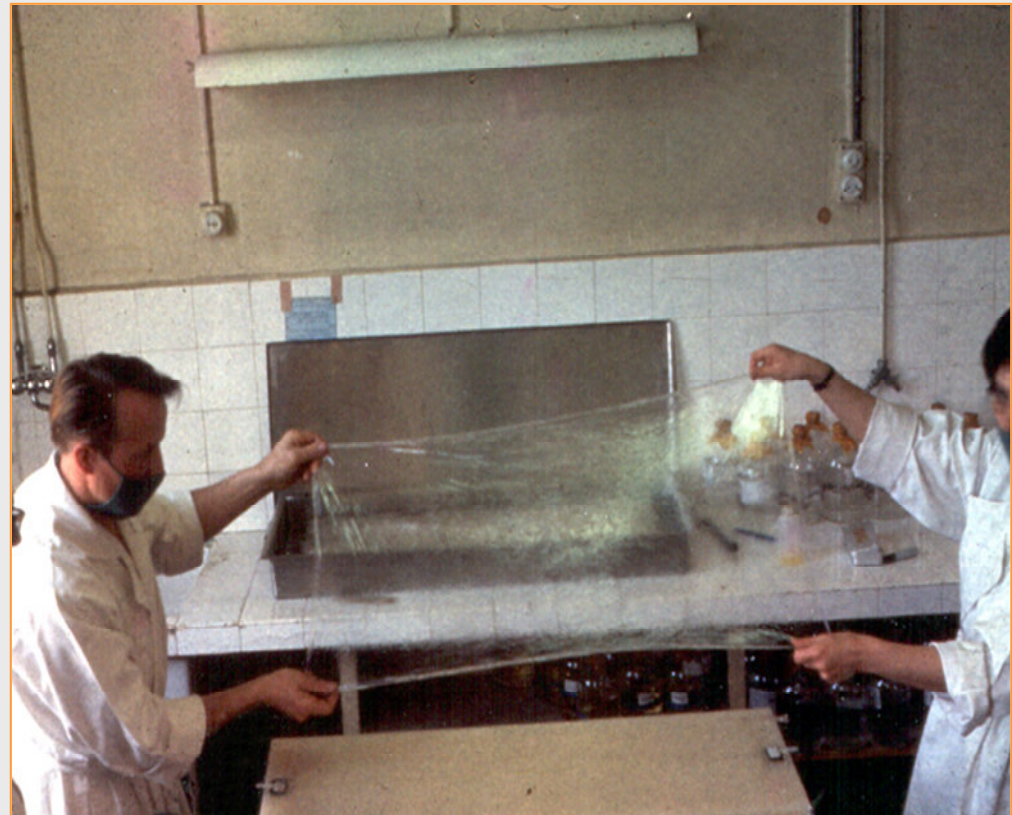
2050

Vorbereitung einer Membran für den Kiil-Dialysator?



Kiil-Dialysator

Strassburg, Frankreich 1964



1914

1940

1945

1960

1970

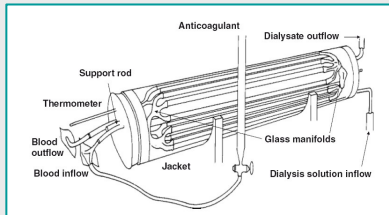
2000

2010

2050

Von Genies und Erfindern

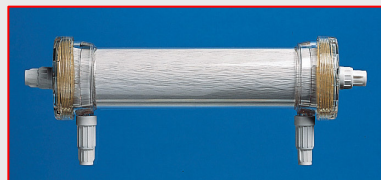
Die Anfänge der Dialysetechnik



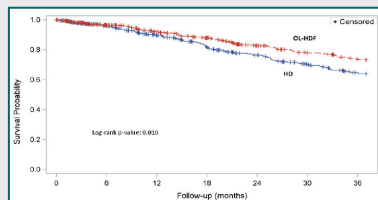
Dialyse,
als experimentelle Therapie



Dialyse
als Standard-Therapie



Dialyse
als Routine-Therapie



.....

Kapillarmembran Dialysator: Das 1. Patent 1967

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND
DEUTSCHES PATENTAMT
AUSLEGESCHRIFT
1236 476

Int. Cl.: B 01 d
Deutsche Kl.: 12 d - 1/04

Nummer: 1 236 476
Aktenzeichen: D 37061 IV a/12 d
Anmeldetag: 19. September 1961
Auslegungstag: 16. März 1967

1
Dialysator

Die Erfindung betrifft einen Dialysator, bestehend aus einem Behälter mit durch Trennwände abgeteilten Flüssigkeitssammerräumen an beiden Enden, mit Rohranschlüssen für die Zu- und Abführung von Dialysat und Dialysierflüssigkeit und mit einer Vielzahl im Behälter zwischen den Trennwänden angeordneter, mit beiden Flüssigkeitssammerräumen in Verbindung stehender röhrenförmiger Dialysiermembranen in gebündelter Form.

Die röhrenförmigen Membranen haben bei bekannten Vorrichtungen dieser Art einen verhältnismäßig großen Durchmesser in der Größenordnung von ein Zehntel des Durchmessers des Behälters. Demgegenüber sind erfindungsgemäß die röhrenförmigen Membranen von an sich bekannten feinen Hohlfasern gebildet, und diese Hohlfasern sind zu einer Mehrzahl von Teilbündeln zusammengefaßt und an ihren Enden mittels Teilbündelfassungen in Halterungen der Trennwände eingesetzt. Die feinen Hohlfasern können als Nachbildung der in echten Nieren vorkommenden feinen Haargefäße aufgefaßt werden.

Die Zusammenfassung der Hohlfasern zu einer Mehrzahl von Teilbündeln hat den Vorteil, daß diese leichter montiert werden können als bei einer Ausführungsform, bei der jede Faser einzeln gehalten ist, und daß sie leichter ausgetauscht werden können als bei einer Ausführungsform, bei der sämtliche Fasern ein einziges Bündel bilden.

Die Halterungen in den Trennwänden können von Bohrungen, welche die Teilbündelfassungen unter Einschaltung von Dichtungen aufnehmen und von Verriegelungsgliedern gebildet sein, welche die Teilbündelfassungen in den Bohrungen festhalten.

Die Teilbündelfassungen können an den Teilbündelenden in der Weise befestigt werden, daß sie diese ringförmig umschließen und mit diesen verklebt sind.

Die Teilbündel können einzeln oder zu mehreren in ihrer Längsrichtung spannbar sein.

Die Figuren erläutern die Erfindung. Es stellt dar Fig. 1 eine Ansicht einer teilweise aufgebrochenen Einrichtung nach der Erfindung.

Fig. 2 einen Schnitt nach Linie 2-2 der Fig. 1, Fig. 3 einen Schnitt nach Linie 3-3 der Fig. 1, Fig. 4 eine Halterung einer Teilbündelfassung in einem Behälter der Einrichtung.

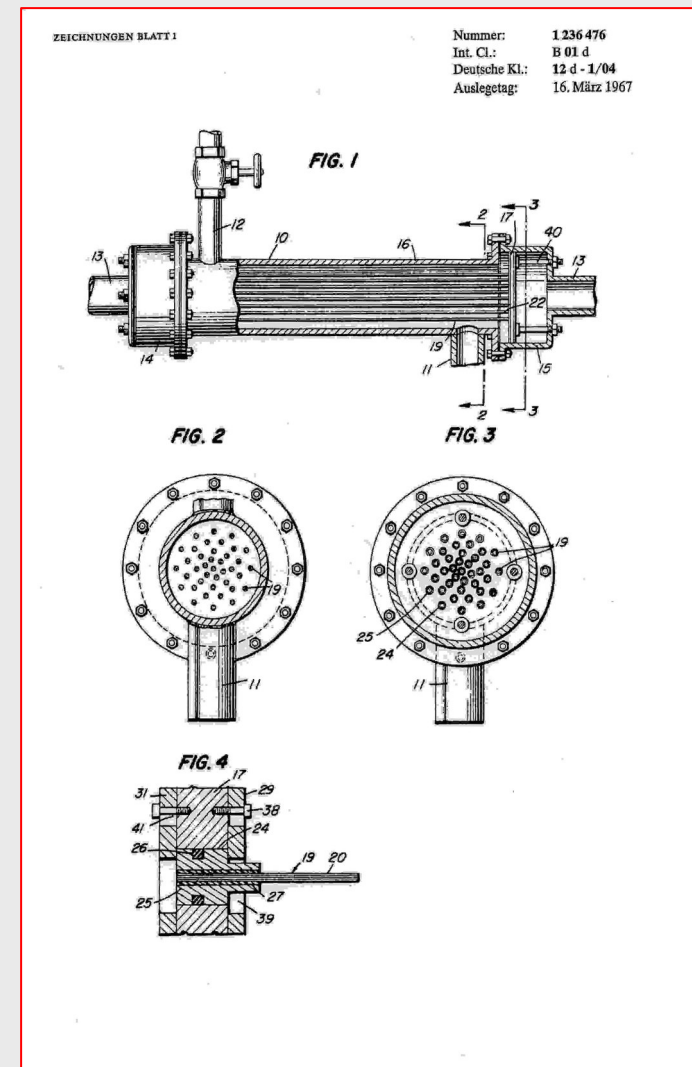
Fig. 5 ein Teilbündel mit Fassungen an seinen beiden Enden.

Fig. 6 eine vergrößerte Teilansicht einer Fassung im Schnitt.

2
Fig. 7 eine vergrößerte Teilansicht der Fassung, teilweise aufgebrochen.

In Fig. 1 wird die ganze Einrichtung mit 10 bezeichnet. Sie ist aufgebaut aus einem röhrenförmigen Behälter 16, an dessen Enden Sammler 14 und 15 angesetzt sind. Der röhrenförmige Behälter 16 weist eine Flüssigkeitszufuhr 11 und eine Flüssigkeitsableitung 12 für das der Osmosebehandlung zu unterwerfende Strömungsmittel auf. Die Sammler 14 und 15 besitzen Anschlüsse 13 für dasjenige Strömungsmittel, welches durch die Osmosezellen hindurchgedrungen ist.

Die Osmosezellen sind als Teilbündel von feinen Hohlfasern ausgeführt. Die Bündel sind in den Figuren mit 19 bezeichnet, die einzelnen Fasern mit 20 (s. Fig. 4). Die Teilbündel 19 sind, wie aus Fig. 4 ersichtlich, mit ihren Enden 22 in Durchgänge 27 von Teilbündelfassungen 25 eingekittet. Die Teilbündelfassungen 25 sind in Bohrungen 24 von Trennwänden 17 eingesetzt und in diesen Bohrungen 24 durch Dichtungen 26 abgedichtet. Festgehalten sind die Teilbündelfassungen in axialer Richtung durch Verriegelungsplatten 29 und 31 mit Fenstern 39. Die Fenster 39 können nach Lösen von Langlöchern 41 der Verriegelungsplatten 29, 31 durchsetzenden



1914

1940

1945

1960

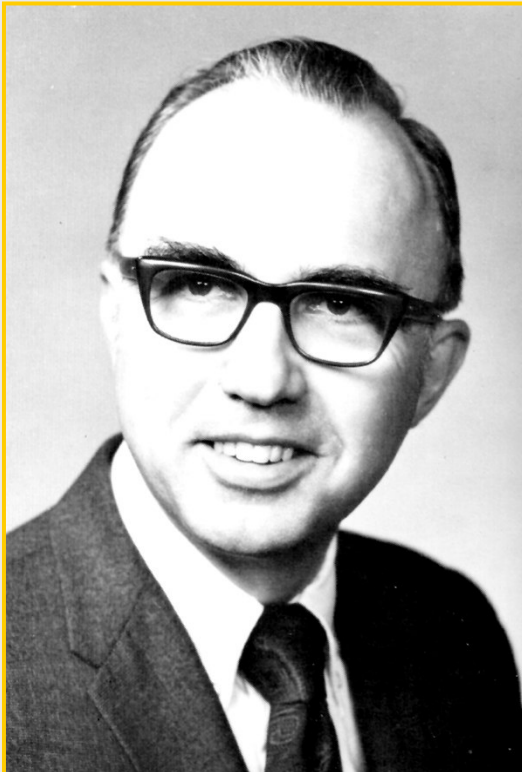
1968

2000

2010

2050

Kapillar - Membranen:handlicher und mit verbesserter Dialysatorleistung



Richard Stewart

Univ Mich Med Cent J, 34:80-83(1968)

Hemodialysis with the Capillary Kidney*

*Richard D. Stewart, M.D., Joseph C. Cerny, M.D.,
Ben J. Lipps, Sc.D., and George W. Holmes, Ph.D.*

IN 1964 a preliminary report on the "capillary kidney," a hemodialysis apparatus made from 800 saponified cellulose triacetate hollow fibers, was published in this journal.¹ Those data presented were interpreted to indicate that a hemodialysis device of this configuration would be suitable for use in man and would offer several advantages over available hemodialysis units: (1) require no donor blood because of its small internal volume; (2)

Each unit had a dialyzing area of approximately 9,000 cm.² and a priming volume, exclusive of blood tubing, of 60 to 65 ml. Each individual hollow fiber was 16 cm. long and had a 200 to 230 μ internal diameter.

The 11,000 DCDA hollow fiber units were then sealed in a transparent dialysis jacket. After the plasticizer was removed from the fibers, the entire

1914

1940

1945

1960

1967

2000

2010

2050

Der erste Kapillardialysator, San Francisco 1967

Ausgangsmaterial: Verseiftes Cellulose-Azetat



1914

1940

1945

1968

1988

2000

2015

2050

Entwicklungsfortschritte in der Dialysetechnik

DDR 1968

'NEPHROPHANE'—AN IMPROVED VARIATION OF THE CELLULOSE MEMBRANE

H. KLINKMANN*, M. HOLTZ*, W. WILLGERODT**, G. WILKE***
and D. SCHOENFELDER***

*Medizinische Universitäts-Poliklinik, Rostock, **VEB WTZ Medizin und Labortechnik, Leipzig and ***VEB Filmfabrik, Wolfen, German Democratic Republic

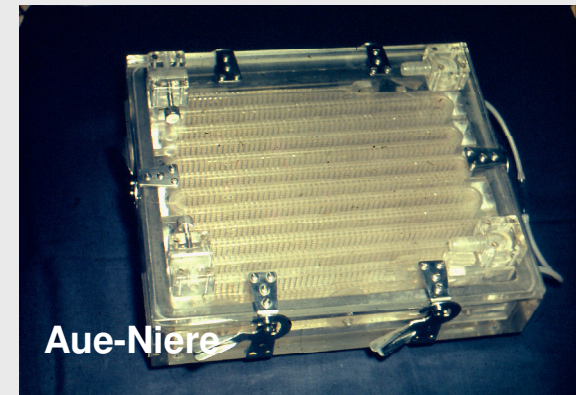
The improvement of dialysis membranes is one of the main factors in further development of dialysis equipment in efficiency and economy. Craig and Konisberg (1961), Lyman (1964, 1967), Markle *et al.* (1964) have carried out excellent experimental investigations into the possibilities and the problems in solving this task.

The common cellulose membranes have hitherto been used in practical dialysis work function, as is well known, according to the principle of a sieve. Thus, the permeability of this sort of membrane is in direct relation to the molecular size of the diffusing substances. New membranes, however, should produce separation of various substances on the basis of their specific structures and not on their molecular size, by means of adsorption or solution mechanisms. Until now, technological difficulties in the production of membranes of this kind, suitable for clinical application and commercially available, seem to be insurmountable. In the process of investigations of new membrane substances the cellulose membrane is always referred to as the basis of comparison.

Often during these studies partial improvement of effectiveness of cellulose membrane could be solved. An increase in the effectiveness of the usual cellophane membrane with an average wall thickness of about $30\ \mu$ has been produced by a cuprammonium-cellulose film (wall thickness approx. 12 to $16\ \mu$), which is called cuprophane.

On the other hand, this increase in effectiveness of cuprophane caused a decrease in the durability and storage characteristics of the material and thus increased running costs. The studies of previous experiments have enabled us to improve the characteristics of cellulose membranes and to produce industrially a membrane on the basis of sodium-cellulose-xanthogenate, which we call nephrophane. The production technology allows a variation of wall thickness of nephrophane between 12 and $40\ \mu$. Questions regarding the composition and production technology cannot be discussed as patents are still pending.

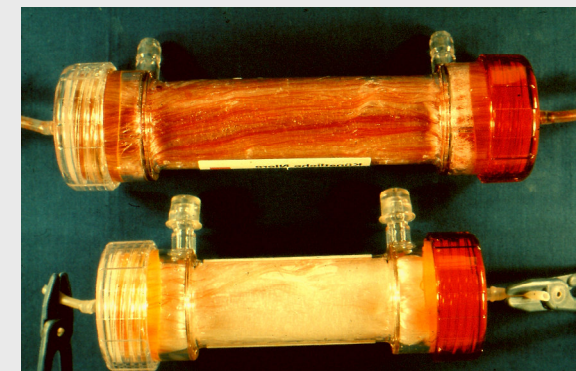
Comparative studies between the dialysis membranes, commercially available up to now (American viscose Visking and cuprophane) and nephrophane have been carried out and preliminary results are reported here:



Aue-Niere



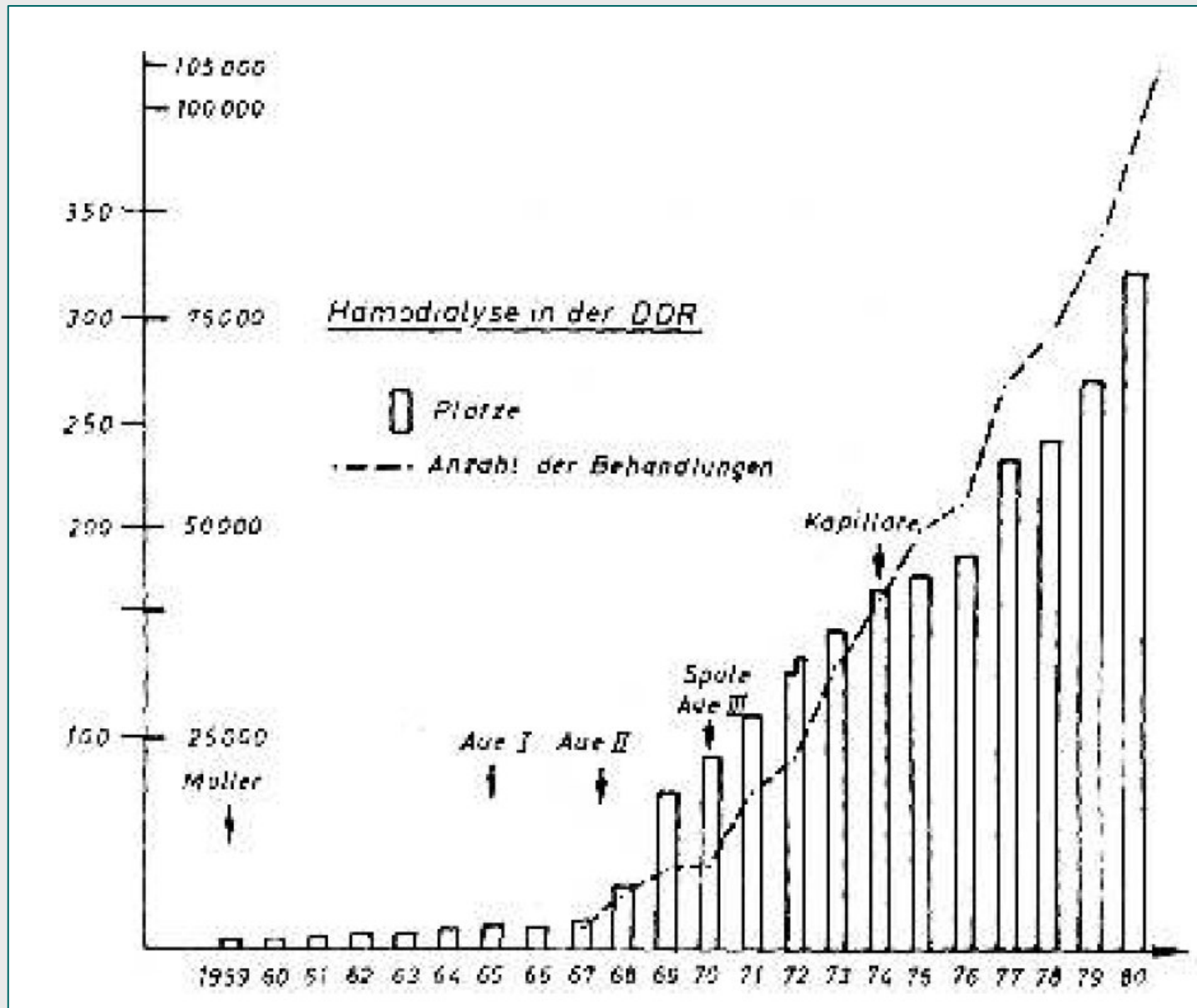
Nephrophan Dialysator



Dialysmaschine

Re: Proc. EDTA, 5: 78-85 (1968)

Entwicklung der Hämodialyse in der DDR



1914

1940

1945

1960

1970

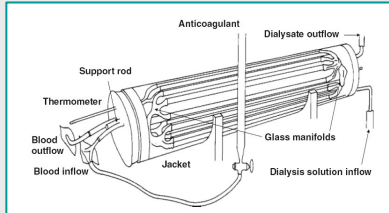
2000

2010

2050

Von Genies und Erfindern

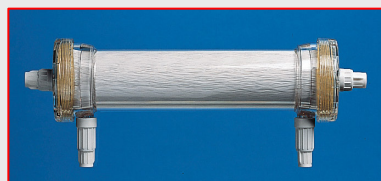
Die Anfänge der Dialysetechnik



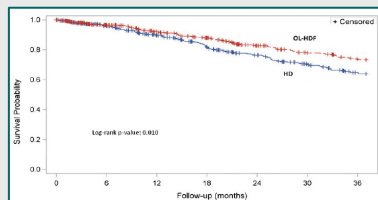
Dialyse,
als experimentelle Therapie



Dialyse
als Standard-Therapie



Dialyse
als Routine-Therapie



Heute.....

1914

1940

1945

1960

1970

2000

2013

2050

Auf der Suche nach der besten Dialysetherapie



Paracelsus (1538): „Allein die Dosis macht!“

<http://www.kidney-international.org>

original article

© 2006 International Society of Nephrology

Mortality risk for patients receiving hemodiafiltration versus hemodialysis: European results from the DOPPS

B Canaud¹, JL Bragg-Gresham², MR Marshall³, S Desmeules⁴, BW Gillespie⁵, T Depner⁶, P Klassen⁷ and FK Port²

¹Department of Nephrology, Lapeyronie University Hospital, Montpellier, France; ²DOPPS, URREA, Ann Arbor, Michigan, USA;

³Department of Renal Medicine, Middlemore Hospital, Otahuhu, Auckland, New Zealand; ⁴Department of Néphrologie,

CHUQ-Hôtel Dieu de Québec, Québec, Canada; ⁵Department of Biostatistics, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, USA;

⁶Department of Medicine, University of California, Davis, Sacramento, California, USA and ⁷Department of Clinical Research, Amgen, Inc., Thousand Oaks, California, USA

Retrospektiv

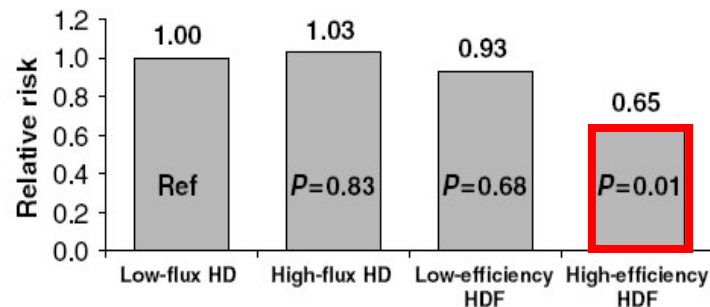
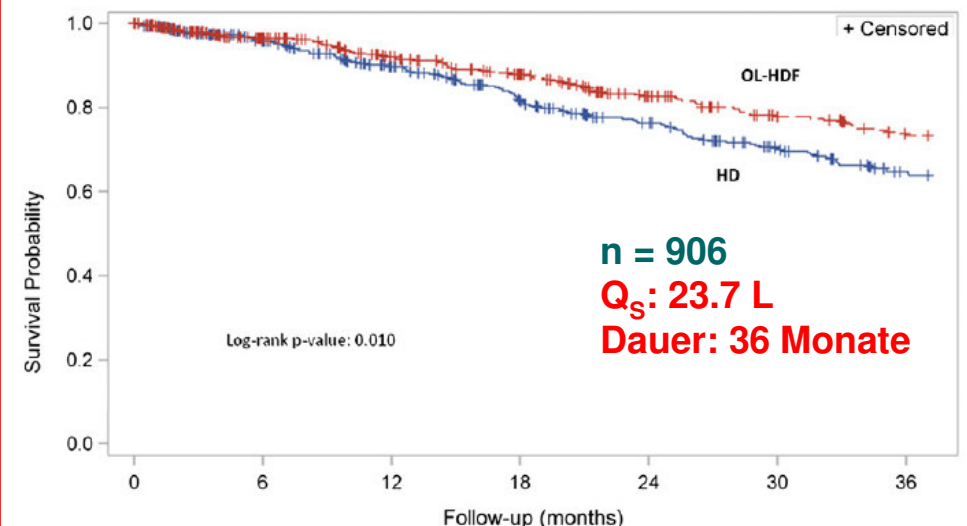


Figure 1 | Relative risk of mortality by dialysis type. (Adjusted for age, sex, time on dialysis, 14 summary comorbid conditions, weight, catheter use, hemoglobin, albumin, normalized protein catabolic rate, cholesterol, triglycerides, Kt/V, erythropoietin, MCS, and PCS.)

High-Efficiency Postdilution Online Hemodiafiltration Reduces All-Cause Mortality in Hemodialysis Patients

Francisco Maduell,* Francesc Moreso,[†] Mercedes Pons,[‡] Rosa Ramos,[§] Josep Mora-Macià,^{||} Jordi Carreras,[¶] Jordi Soler,^{**} Ferran Torres,^{††‡‡} Josep M. Campistol,^{*} and Alberto Martinez-Castelao,^{§§} for the ESHOL Study Group

Prospektiv randomisiert



1914

1940

1945

1960

1968

2000

2013

2050

Regeneration and experimental orthotopic transplantation of a bioengineered kidney

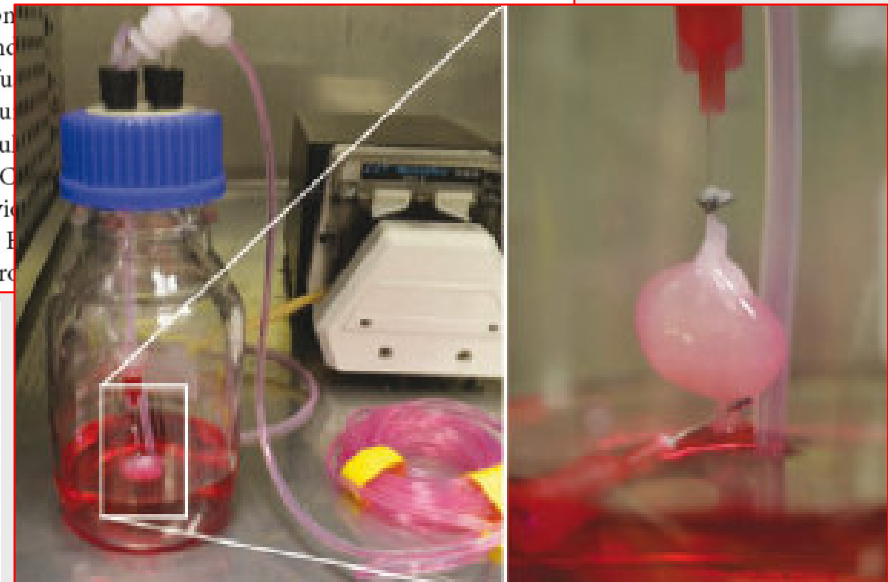
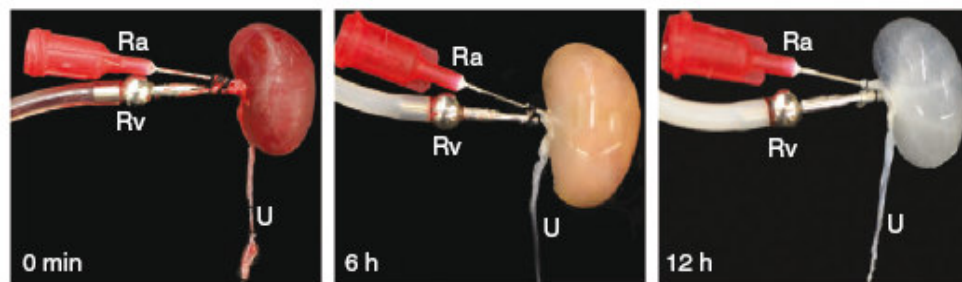
**Nature Medicine,
19: 646-651 (2013)**

Jeremy J Song^{1,2}, Jacques P Guyette^{1,2}, Sarah E Gilpin^{1,2}, Gabriel Gonzalez^{1,2}, Joseph P Vacanti¹⁻³ & Harald C Ott^{1,2,4}

Approximately 100,000 individuals in the United States currently await kidney transplantation, and 400,000 individuals live with end-stage kidney disease requiring hemodialysis. The creation of a transplantable graft to permanently replace kidney function would address donor organ shortage and the morbidity associated with immunosuppression. Such a bioengineered graft must have the kidney's architecture and function and permit perfusion, filtration, secretion, absorption and drainage of urine. We decellularized rat, porcine and human kidneys by detergent perfusion, yielding acellular scaffolds with vascular, cortical and medullary architecture, a collecting system and ureters. To regenerate functional tissue, we seeded rat kidney scaffolds with epithelial and endothelial cells and perfused these cell-seeded constructs in a whole-organ bioreactor. The resulting grafts produced rudimentary urine *in vitro* when perfused through their intrinsic vascular bed. When transplanted in an orthotopic position in rat, the grafts were perfused by the recipient's circulation and produced urine through the ureteral conduit *in vivo*.

tubules, the resulting bioartificial kidney replaced renal function in uremic dogs⁶ and temporarily improved renal function in patients with acute renal failure^{7,8}. In an alternative approach, kidney primordia have been shown to develop into functional organs *in vivo* and prolong life when transplanted into anephric rats⁹. Devices to make renal-assist devices more portable¹⁰ or even implantable¹¹ have reached the stage of preclinical evaluation and hold tremendous promise for improving the quality of life of patients in end-stage renal failure. Autologous urinary tract tissue generated from biocompatible matrix and patient-derived cells has been used clinically for bladder augmentation¹². A key step toward a fully implantable, permanent

graft is the development of cell engraftment and function through blood perfusion. On the basis of our previous work on lung¹⁴ extracellular matrix and lung¹⁴ extracellular matrix, the native kidney ECM was used for cell seeding. In previous work, we had shown that cells from native kidney ECM had similar properties and matrix pro-



1914

1940

1945

1960

1968

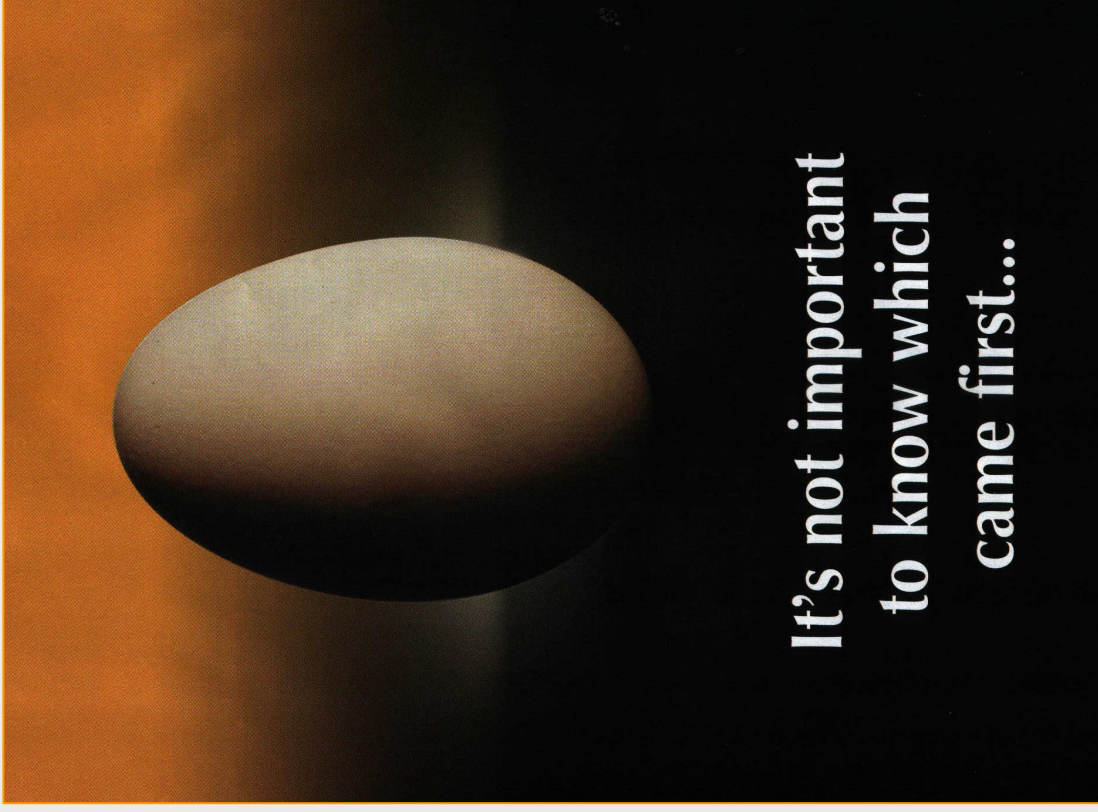
2000

2010

2050

....und dann kam Dr. Leonard Horatio McCoy





It's not important
to know which
came first...