

Einleitung

Das Berufsbild der Kardiotechnik befindet sich in einer rasanten Entwicklung und wird durch ein ständig erweitertes Aufgabenfeld geprägt.

Der Tätigkeitsbereich, der heutzutage zum kardiotechnischen Umfeld zählt, beschränkt sich nicht nur auf die Durchführung der extrakorporalen Zirkulation im Operationssaal, sondern beinhaltet eine Vielzahl zusätzlicher Aufgaben, die auch außerhalb des Operationssaals ihre Anwendung finden. Dazu gehören die Bedienung der intraaortalen Ballonpumpe, die Durchführung der Hämo-filtration und der Dialyse, Schrittmacherprogram-mierung, Management von HIT-Patienten, Über-wachung von Herzunterstützungssystemen, Heparin- und Blutgasmanagement, isolierte Organ-perfusion bei Tumorerkrankungen und ECMO-Anwendungen bei Lungenerkrankungen. Hinzu kommen noch Tätigkeiten in Forschungs- und Ka-theterlabors. Ein neues Betätigungsfeld für die Kar-diotechnik ist die eigenständige Durchführung der endoskopischen Venenentnahme.

Je nach Klinik sind die Schwerpunkte aber unter-schiedlich verteilt. Die Bewältigung all dieser Auf-gaben verlangt eine vielseitige Ausbildung, die ein umfassendes theoretisches und praktisches Wissen im medizinischen und technischen Bereich erfordert.

Nach der erfolgreichen Auflage des kardiotechni-schen Fachbuchs „Extrakorporale Zirkulation in Theorie und Praxis“ im Jahr 1999 erschien im Jahr 2003 eine spanischsprachige Ausgabe. Die deut-sche Erstausgabe war nach zwei Jahren ausver-kauf, so dass die Frage nach einer Neuauflage aufkam. Hierfür habe ich im Sommer 2003 erste Kontakte mit den einzelnen Autoren hergestellt. Ein Teil der Berichte wurde in ihrer ursprünglichen Version belassen, der Großteil der Artikel aber wurde überarbeitet und aktualisiert. Ergänzt wur-den neue Themenbereiche, die den gegenwärti-gen Anforderungen entsprechen.

Besonderen Dank möchte ich denen aussprechen, die mir wieder wertvolle Hilfe geleistet haben und mir mit Rat und Tat zur Seite standen. Das gilt vor allem für die Autoren, die mit großem Engagement und Fleiß die Neuauflage erst ermöglicht haben.

Mein Dank gilt auch allen, die mir durch ihre Kritik und Kommentare neue Aspekte aufgezeigt haben. Besonders erwähnen möchte ich Prof. H. Rei-chenspurner aus Hamburg, dem ich zu großem Dank für sein persönliches Engagement verpflich-tet bin.

Des Weiteren möchte ich Herrn M. Ringaud aus der Schweiz für seine hervorragenden Zeichnun-gen und Herrn H.-H. Weitkämper aus Bad Oeyn-hausen für seine Beharrlichkeit danken.

Mein Dank gilt auch Frau E. Wiedenmann und Herrn A. Vahrenhorst vom Pabst-Verlag für ihren unermüdlichen Einsatz und natürlich allen, die zum Erscheinen dieser zweiten Auflage mit beige-tragen haben.

Ihr Rudolf J. Tschaut

1. Geschichte der Kardiotechnik

Die geschichtliche Entwicklung der extrakorporalen Zirkulation

W. Böttcher

Klinischer Einsatz vor 50 Jahren

Vor nahezu einem halben Jahrhundert wurde erstmals mit Hilfe der extrakorporalen Zirkulation am offenen Herzen operiert. Zu jener Zeit war die Forschungsarbeit mehrerer Arbeitsgruppen an Herz-Lungen-Maschinen weltweit so weit fortgeschritten, dass man den klinischen Einsatz wagen wollte. In Turin (Italien) konnte am 9. August 1951 ein 49-jähriger Patient von Achille Mario Dogliotti und A. Constantini einen partiellen Bypass mit einem Perfusionsfluss von etwa 1 l/min überleben. Dogliottis präoperativ bereits vorbereitete Herz-Lungen-Maschine bestand aus Rollerpumpen und einem Oxygenator nach dem Gasdispersionsprinzip. Während der Präparation eines großen Mediastinaltumors war der Patient infolge der Kompression der Hohlvenen und des rechten Herzens kollabiert (1). Mit Beginn der 20 Minuten dauernden extrakorporalen Zirkulation konnten der Blutdruck und ein ausreichender Gasaustausch wiederhergestellt werden. Der Tumor konnte mit dieser temporären Kreislaufunterstützung zum großen Teil reseziert werden. Nach diesem ersten erfolgreichen klinischen Einsatz einer Herz-Lungen-Maschine am Menschen schrieb Dogliotti: „Erfolgreich ausgeführte Versuche lassen die Anwendbarkeit des Apparates bei Erschöpfung der Kraftreserve des Herzens erkennen, die durch plötzlichen Sauerstoffmangel, Stauung im rechten Herzen, Erstickungszustände, akutes Lungenödem usw. zustande kommt“ (2).

Wenige Monate zuvor, am 5. April 1951, hatte Clarence Dennis (Minneapolis) bei einer 6-jährigen Patientin erstmals eine offene Herzoperation mit totalem kardiopulmonalen Bypass durchgeführt (3). Dieser erste Eingriff wurde jedoch von dieser Patientin wie auch eine nur wenige Wochen darauf folgende Operation von einem weiteren Patienten nicht überlebt. Trotz des Todes dieser beiden Patienten erklärte Dennis, dass nunmehr eine funktionsfähige Herz-Lungen-Maschine entwickelt worden sei, die einen Platz in der weiteren Entwicklung der Chirurgie der Herzfehler haben würde. Dennis hatte einen Oxygenator mit rotierenden Gitterscheiben mit Membranpumpen nach Dale-Schuster kombiniert.

Im darauf folgenden Jahr operierte Forest Dewey Dodrill (Detroit) erfolgreich mit dem Einsatz von speziellen Blutpumpen, jedoch ohne künstliches extrakorporales Oxygenationssystem. Diese Pumpen waren in Zusammenarbeit mit dem Automobilunternehmen General Motors entwickelt worden. Mit Hilfe eines Linksherz-Bypasses führte er am 3. Juli 1952 erfolgreich zunächst einen Eingriff an der Mitralklappe durch (4). Wenige Monate später gelang ihm am 21. Oktober 1952 bei einem weiteren Patienten die Operation an der Pulmonalklappe im Rechtsherzbypass (5).

Schließlich war es John Heysham Gibbon jr., der nach jahrzehntelanger Vorarbeit, die in den dreißiger Jahren

begann, erfolgreich im totalen kardiopulmonalen Bypass operieren konnte (6). Am 6. Mai 1953 verschloss Gibbon bei einer 18-jährigen Patientin einen Vorhofseptumdefekt (7). Währenddessen wurde für 26 Minuten ein totaler kardiopulmonaler Bypass mit der von ihm in Zusammenarbeit mit der International Business Machines Corp. (IBM) konstruierten Herz-Lungen-Maschine (Modell II) aufrechterhalten. Sie bestand aus einem Oxygenationssystem mit acht stationären Gittern (Abb. 1) in Verbindung mit Rollerpumpen. Aufgrund inadäquater Antikoagulation bildeten sich zwar Gerinnsel auf einigen der Gitter des Oxygenators, woraufhin der Blutfilm hier abbriss und sich der Gasaustausch verringerte, dennoch überstand die Patientin diesen Eingriff.

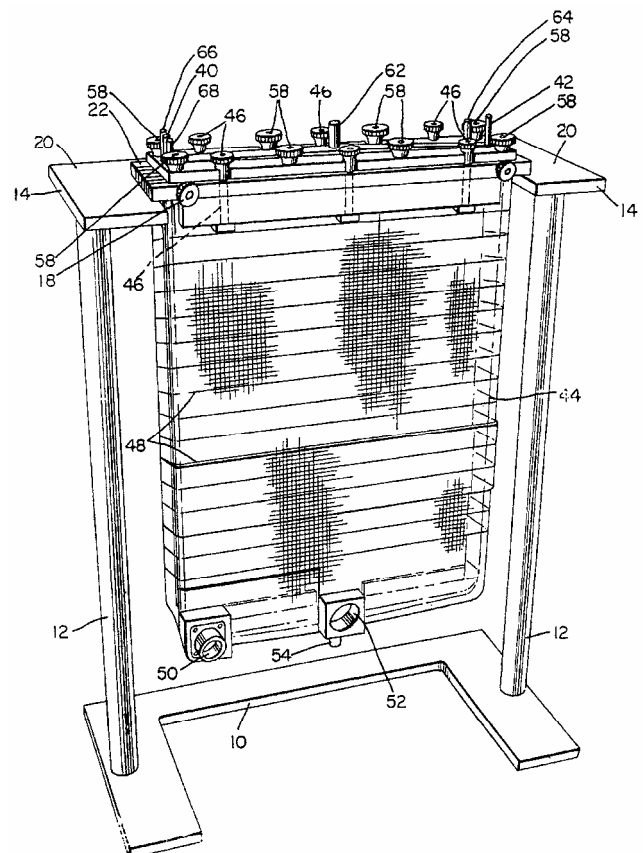


Abbildung 1:

Dieser Gitteroxygenator, entwickelt von John Gibbon und den Ingenieuren von IBM, kam am 6.5.1953 bei dem ersten erfolgreichen totalen kardiopulmonalen Bypass zum Einsatz

Oberflächenhypothermie

Wenn auch Gibbon erstmals erfolgreich eine Herz-Lungen-Maschine während eines Verschlusses eines Vorhofseptumdefektes anwenden konnte, so war es doch schon kurze Zeit zuvor möglich, derartige Operationen auch ohne den damals zunächst außerordentlich risikoreichen Einsatz einer Herz-Lungen-Maschine durchzuführen. Von Wilfried Bigelow (Toronto) war mittels tierexperimenteller Untersuchungen in den späten vierziger Jahren nachgewiesen worden, dass mit einer Senkung der Körpertemperatur und dem dadurch verringerten Stoffwechsel ein vom zentralen Nervensystem unter Normothermie nur für etwa drei Minuten tolerierbarer Kreislaufstillstand deutlich verlängert werden konnte (8). Ein auf diese Weise ausgedehnter Zeitraum würde ausreichen, so schlussfolgerte er, um sehr rasch durchführbare Operationen am offenen Herzen zu ermöglichen. Erstmals konnte von Floyd John Lewis (Minneapolis) unter diesen Bedingungen am 2. September 1952 ein Vorhofseptum bei einem 5-jährigen Mädchen verschlossen werden (9). Die Patientin wurde mit Kühlmatten auf 28°C gekühlt und nach geglückter Operation in einem warmen Wasserbad wieder erwärmt. Sie konnte 11 Tage später aus dem Krankenhaus entlassen werden.

Mehrere Arbeitsgruppen an anderen Kliniken, wie die um Henry Swan (Denver) und um Charles Bailey (Philadelphia), konnten kurze Zeit später ebenfalls erfolgreiche Verschlüsse von Vorhofseptumdefekten vermelden. Auch weitere kleinere Eingriffe an Aortenklappen und Pulmonalklappen konnten auf diese Weise chirurgisch angegangen werden. Da ein Vorhofseptumdefekt in Oberflächen-Hypothermie prinzipiell auch ohne Herz-Lungen-Maschine verschließbar war, konnte Gibbons Erfolg zunächst keinen großen Enthusiasmus auslösen. Auch war es ihm selbst trotz mehrerer weiterer Versuche nicht möglich, seinen Erfolg zu wiederholen, bevor er dieses Tätigkeitsgebiet verließ.

Cross-circulation

Mit dem Einsatz der Herz-Lungen-Maschine waren Operationen am offenen Herzen weltweit auch nach Gibbons Einzelerfolg nur sehr selten überlebt worden, obwohl zahlreiche Versuche in mehreren Zentren vorgenommen wurden. Zwar verliefen tierexperimentelle Eingriffe mit kardiopulmonalem Bypass häufig erfolgreich, der Mensch schien diese Therapieform jedoch meist nicht überleben zu können. Zu jener Zeit entwickelte C. Walton Lillehei (Minneapolis) ein modifiziertes Verfahren, um einen kardiopulmonalen Bypass während herzchirurgischer Eingriffe zu ermöglichen. Mit Hilfe der gekreuzten Zirkulation, der sogenannten „Cross-circulation“, von der experimentell schon viel früher von anderen Forschern berichtet wurde, war es Lilleheis Arbeitsgruppe ab dem 26. März 1954 möglich, unter Ausnutzung der Lungenfunktion eines zweiten, blutgruppengleichen Individuums mittels entsprechender Kanülierung und Anwendung von Blutpumpen, einen extrakorporalen Kreislauf aufrechtzuerhalten (10). Dabei wurde das venöse Blut des Patienten dem venösen Gefäßsystem des zweiten Individuums mit einer Pumpe zugeleitet und gleichzeitig eine entsprechende Menge arterialisierendes Blut aus dem Spender wiederum dem Patienten mit

einer Pumpe zugeführt. Auf diese Weise konnte der Blutkreislauf des Patienten aufrechterhalten werden, während das patienteneigene Herz seine Pumpfunktion infolge der Operation nicht ausüben konnte. Der Spender übernahm damit nicht nur die respiratorischen Aufgaben, sondern korrigierte auch etwaige Abweichungen im Säure-Basen-Haushalt des Patienten. Mehrere Jahre zuvor hatten Anthony Andreasen und Frank Watson (London) in Vorbereitung dieser Technik festgestellt, dass Hunde experimentelle Perfusionen mit einem sehr geringen Pumpenminutenvolumen von nur annähernd 10% des normalen Herzzeitvolumens überleben konnten (11). Diese etwa 10% waren allein durch die Vena Azygos zum Herzen geleitet worden, währenddessen beide Hohlvenen okkludiert worden waren. Jene „Azygos-flow“-Prinzip genannte Methode wurde anschließend von mehreren Arbeitsgruppen übernommen. Ein derart geringer Perfusionsfluss kam der damals eingeschränkten Leistungsfähigkeit jener frühen künstlichen Oxygenatoren entgegen. Der geringe Perfusionsfluss ermöglichte während der Eingriffe am offenen Herzen außerdem eine bessere chirurgische Sicht durch einen gleichfalls verringerten Kollateralblutfluss.

Bis zum 19. Juli 1955 konnte Lillehei diese Technik der Cross-circulation bei insgesamt 45 Patienten anwenden (12). Dabei war meist der Blutkreislauf eines blutgruppengleichen Elternteils mit dem Patienten verbunden, allerdings gab es auch einen Freiwilligen, der sich für einen derartigen Eingriff als Spender bereit erklärte, als kein passendes Elternteil zur Verfügung stand. Lillehei konnte mit dieser Technik die erste klinische Serie von offenen Herzoperationen durchführen. Ihm gelangen neben Verschlüssen des Ventrikelseptums auch noch komplexere Eingriffe, wie etwa die erstmalige Korrektur der Fallotschen Tetralogie oder des AV-Kanals. Seine Serie war außerordentlich erfolgreich. Nach 30 Jahren lebten von den 45 Patienten aus dieser Serie noch 22, obwohl eine zumindest theoretische Gefahr einer 200%igen Mortalität sowohl für die Patienten als auch für die Spender bestand. So wechselte Lillehei von dieser Methode zur Anwendung einer von seiner Arbeitsgruppe entwickelten Herz-Lungen-Maschine.

Alternative Methoden

Bevor Lillehei künstliche Oxygenatoren einsetzte, operierte er ab dem 3. März 1955 fünf sehr kleine Patienten, deren Kreislauf während des Eingriffes am Herzen mittels der Perfusion mit zuvor arterialisierendem Blut aus einem Reservoir aufrechterhalten wurde (13). Diese Methode war den allerersten Verfahren sehr ähnlich, die in der Mitte des 19. Jahrhunderts entwickelt worden waren, um isolierte Organe experimentell zu perfundieren. Nachfolgend wurden in der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts dann jene Blutreservoirs unter Druck gesetzt, um das benötigte Füllvolumen durch kürzere Schlauchleitungen zu reduzieren (14–16). Fast hundert Jahre später entnahm Lillehei als Perfusat benötigtes Blut nicht aus der Arterie von Blutspendern, sondern arterialisierendes venöse Blut. Unmittelbar vor der Blutspende wurde die Extremität des Spenders, an der die Blutentnahme vorgenommen werden sollte, erwärmt, wodurch ein ausreichend hoher Oxygenationsgrad erzielt werden konnte. Mit dieser Technik war in dem nunmehr

arterialisierten venösen Blut die Sauerstoffsättigung von 29% auf 94% gesteigert worden (13).

Weitere 15 Patienten, die für die Methode der Cross-circulation zu groß waren, operierte Lillehei mit einer wiederum modifizierten Methode der extrakorporalen Zirkulation. Dabei erfolgte der Gasaustausch im kardiopulmonalen Bypass mit Hilfe von exzidierten Tierlungen (17). Diese Methode des Gasaustausches war schon 1895 von Carl Jacoby für seine experimentellen Organperfusionen entwickelt worden (Abb. 2) (18). Jacoby hatte noch fünf Jahre zuvor, um 1890, mit der Methode der Bubbleoxygenation gearbeitet, ähnlich der 1882 von Schröder vorgestellten Methode. Er suchte jedoch nach einem Weg, bei dem „die Arterialisierung des Blutes in einer der natürlichen entsprechenden Weise erreicht wird, so dass eine Schädigung des Blutes sowie eine Beeinflussung der dem Blute zugesetzten Substanzen durch die direkte Berührung mit Luft so gut wie ausgeschlossen sind“. Am Menschen wurde diese Methode dann erstmals am 17.1.1952 von William Thornton Mustard (Toronto) bei dem ersten von zunächst sieben Patienten angewandt. Mustards erste Serie überlebte keiner dieser sehr schwer kranken Patienten, bei denen die Transposition der großen Gefäße chirurgisch angegangen werden sollte (19). In Mustards nachfolgender Serie, in der exzidierte Lungen von Affen eingesetzt wurden, waren immerhin drei Überlebende. Die dabei verwendeten isolierten Lungen waren zuvor von jeglichen Blutresten befreit worden. Die Perfusion dieser biologi-

schen Oxygenatoren führte jedoch häufig zu ödematöser Veränderung der isolierten Lungen mit daraus resultierender zunehmender Funktionsuntüchtigkeit. Dennoch konnte Lillehei nach Operationen, bei denen der Gasaustausch durch Hundelungen erfolgte, fünf Langzeitüberlebende vermelden.

Die patienteneigene Lunge war im Rahmen der extrakorporalen Zirkulation während der Herzoperation schon von Dodrill mit Hilfe seiner Pumpe durchblutet worden. Dodrill hatte zunächst nur entweder den linken oder den rechten Ventrikel temporär ersetzt, um an den entsprechenden Herzklappen zu operieren. Anschließend ersetzte er jedoch auch gleichzeitig beide Ventrikel mit jeweils einer Pumpe, um am offenen Herzen operieren zu können, während der Gasaustausch über die patienteneigene Lunge erfolgte. Ein ähnliches Prinzip der extrakorporalen Zirkulation stellte mit seinem Doppelpumpensystem dann auch 1959 Charles Drew (London) vor (20). Drew kombinierte diese Methode der extrakorporalen Zirkulation mit der tiefen Hypothermie und operierte in derart protektiertem Kreislaufstillstand.

Bubbleoxygenation

Die von Richard DeWall in Lilleheis Arbeitsgruppe entwickelte Herz-Lungen-Maschine bestand neben den so genannten „Fingerpumpen“ der Sigmamotor Inc., die schon

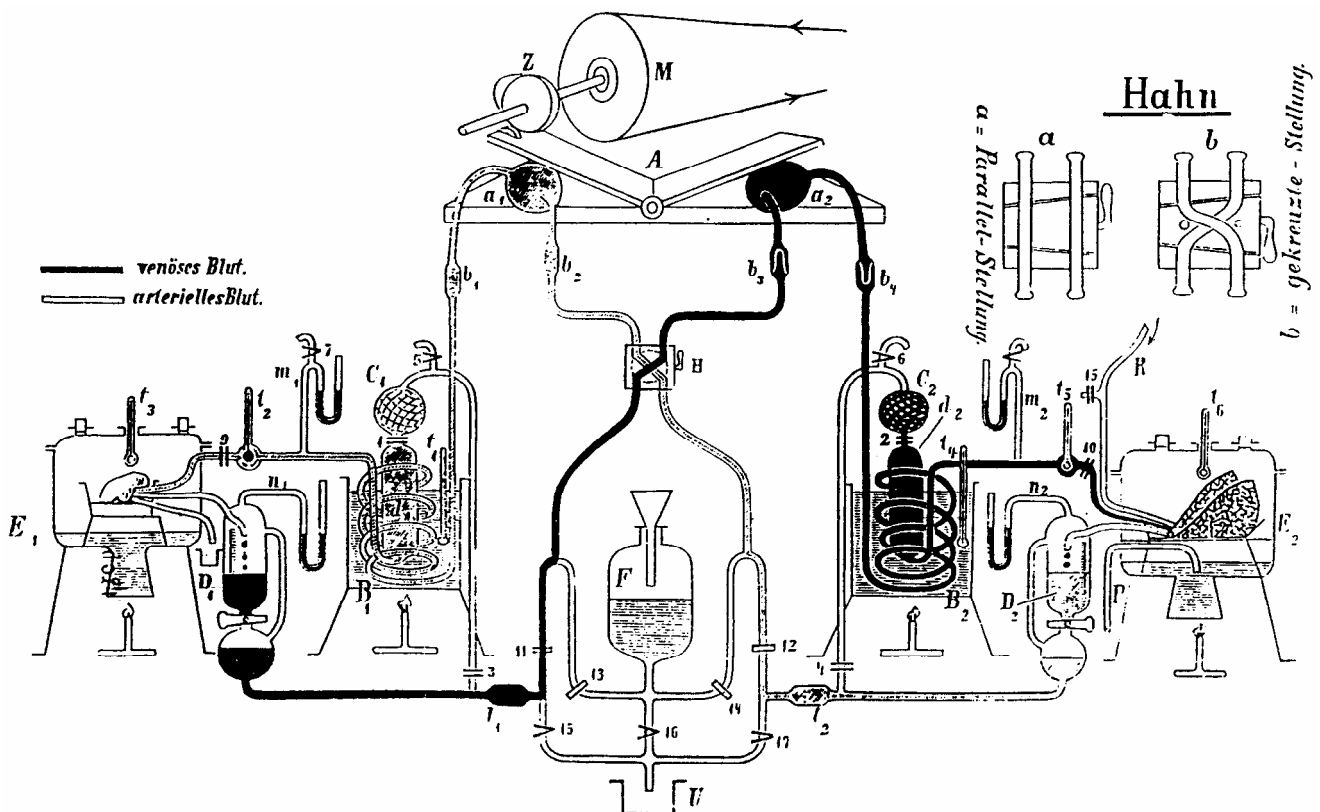


Abbildung 2:

Erstmaliger extrakorporaler Gasaustausch durch eine exzidierte Lunge. Jacoby's „Doppelter Hämatisator“ (1895) musste zwei Organe perfundieren: nicht nur das Zielorgan E_1 (linke Bildseite), sondern auch die isolierte Lunge E_2 (rechts). Somit war auch ein Doppelpumpensystem notwendig (Bildmitte oben)

zur Cross-circulation als Blutpumpen fungierten, aus einem Bubbleoxygenator (21). Prinzipiell war diese Methode der Arterialisierung durch direktes Einblasen von Gas in das Blut schon 1882 durch Waldemar von Schröder vorgestellt worden (22). Schröder war auch der erste, der mit Hilfe einer speziellen, dafür konstruierten Apparatur den extrakorporalen künstlichen Gasaustausch des Blutes ermöglicht hatte. Er brachte zunächst Raumluft in direkten Kontakt mit Blut. Erst im darauf folgenden Jahr 1883 verwendete Abeles reinen Sauerstoff (23). Zuvor hatten Forscher wie Loebell (Abb. 3), Bidder (Abb. 4), Brown-Sequard, Ludwig und Schmidt, Bunge und Schmiedeberg, die sich mit den frühesten Perfusionsexperimenten beschäftigten, allein durch das Schütteln mit Raumluft das venöse Blut mit Sauerstoff angereichert. Oder es wurde, bereits natürlich oxygeniert, aus dem arteriellen Gefäßsystem eines weiteren Versuchstieres gewonnen (14, 16, 24-26, 27, 28). Jacoby integrierte 1890 einen Bubbleoxygenator in seine erste Perfusionsapparatur, den sogenannten „Hämatisator“ (Abb. 5) (29). Das Prinzip der Bubbleoxygenation war jedoch länger als ein halbes Jahrhundert klinisch nicht anwendbar, da die in das Blut geleiteten Gasblasen nach erfolgtem Gasaustausch nicht mehr vollständig eliminiert werden konnten und dadurch arterielle Embolisationen verursacht worden waren.

Erst mit der Einführung der Entschäumung des Blutes mittels Silikonkomponenten durch Clark, Gollan und Gupta (Yellow Springs) im Jahre 1950 konnte die Bubbleoxygenation dann auch klinisch angewandt werden (30). So wurde in dem Oxygenator nach DeWall-Lillehei das Blut in direkten Kontakt mit Sauerstoff gebracht und anschließend innerhalb einer helixförmigen Spirale, die aus einem Kunststoffschlauch bestand, durch den Kontakt mit Silikonkomponenten entschäumt. Mit diesem Oxygenationssystem, das im Vergleich zur sehr teuren Gibbon-Maschine, äußerst preisgünstig und einfach herzustellen war, nahm nach der erstmaligen Anwendung des DeWall-Oxygenators am 13. Mai 1955 in Minneapolis auch weltweit die offene Herzchirurgie einen Aufschwung.

DE
C O N D I T I O N I B U S,
QUIBUS
SECRETIONES IN GLANDULIS
PERFICIUNTUR.
DISSERTATIO INAUGURALIS
QUAM
CONSENSU ET AUCTORITATE
GRATIOSI MEDICORUM ORDINIS MARBURGENSIS
PRO
SCMMS IN MEDICINA, CHIRURGIA ET ARTE OBSTETRITIA
HONORIBUS
ET DIE XIX. MENSIS MARTII ANNI MDCCCXLIX
RITE CAPESSENDIS
SCRIPTIT
CAROL. EDUARD. LOEBELL,
MARBURGENSIS.

MARBURGI CATTORUM.

TYPIS ELWERTI ACADEMICIS.

Abbildung 3:

Titelblatt der Dissertationsschrift von Carl Eduard Loebell aus dem Jahre 1849, in der erstmals eine Perfusion eines Organes in Form einer isolierten Niere beschrieben wurde (15)

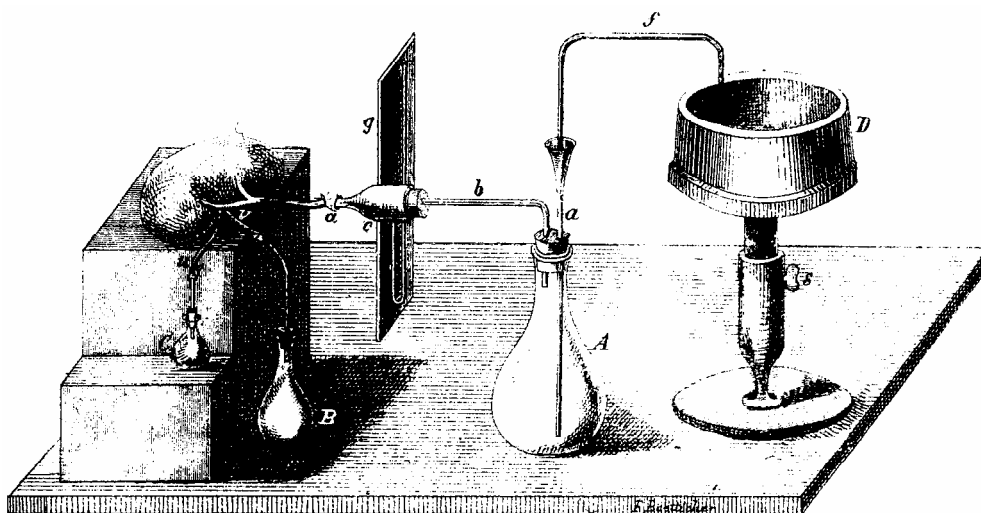


Abbildung 4:

Die wahrscheinlich erste Abbildung einer Perfusionsapparatur aus der Dissertationsschrift des Ernst Bidder (1862). Aus dem höhenverstellbaren (S) Quecksilberbehälter (D) wurde mittels Heberdrainage (f) die Quecksilbersäule (a) gefüllt. Somit wurde ein variabler Druck auf den Behälter mit dem Perfusat (A) ausgeübt, aus dem dadurch, nach Passage einer Druckmessenrichtung (g) das isolierte Organ perfundiert werden konnte

Filmoxygenation

Parallel zur sehr erfolgreichen Bubbleoxygenation kam, besonders für längere Perfusionszeiten, die Methode der Filmoxygenation zur Anwendung. Mit Gibbons Herz-Lungen-Maschine wurde ein Filmoxygenator eingesetzt, der aus mehreren stationären Gittern bestand. An diesen Metallgittern floss das Blut herab und wurde auf diese Weise in einer Sauerstoffatmosphäre ausgebreitet. Nach dem ersten erfolgreichen Einsatz und wahrscheinlich vier Fehlversuchen wurde das Oxygenationssystem weiterentwickelt und kam anschließend im nicht weit entfernten Rochester an der Mayo-Klinik zum Einsatz (31). Von acht Patienten, die von der Arbeitsgruppe um John Kirklin ab dem 22. März 1955 operiert worden waren, überlebten immerhin vier. Damit konnte die erste relativ erfolgreiche Serie von Operationen unter Zuhilfenahme einer Herz-Lungen-Maschine vorgestellt werden.

Denis Melrose (London) entwickelte einen Filmoxygenator, der weltweite Verbreitung fand (32). Er konnte als einer der ersten am 9. 12. 1953 eine gelungene Operation an der Aortenklappe vermelden (33). Berühmt wurde auch die Weiterentwicklung eines Oxygenators mit vertikal rotierenden Scheiben nach Earle Kay und Frederick Cross

(Cleveland). Der Rotating-Disc-Oxygenator nach Kay-Cross wurde bis in die siebziger Jahre an vielen Zentren eingesetzt (34). Die eigentliche Erfindung des Filmoxygenators lag jedoch schon etwa 70 Jahre zurück.

Max von Frey und Max Gruber (Leipzig) hatten die Grundlagen des Prinzips der Filmoxygenation bereits 1885 vorgestellt (Abb. 6). In deren weltweit erstem geschlossenen Perfusionskreislauf war ein rotierender Zylinder integriert, an dessen Innenwand das Blut in einer Sauerstoffatmosphäre ausgebreitet wurde und dadurch mit Sauerstoff angereichert werden konnte (35). Bevor dieser erste Vorläufer der heutigen Herz-Lungen-Maschine vorgestellt worden war, konnten längerdauernde kontinuierliche Perfusionsexperimente nicht durchgeführt werden. Derartige Durchströmungsversuche hatten immer wieder unterbrochen werden müssen, um das Reservoir erneut mit sauerstoffreichem Perfusat aufzufüllen. Danach konnte die Perfusion fortgesetzt werden. Erst die Entwicklung des geschlossenen Perfusionskreislaufes löste dieses Problem. Das Oxygenationsprinzip des Films von Blut innerhalb einer Sauerstoffatmosphäre (Blut in Gas), im Gegensatz zum Einblasen von Sauerstoff in das Blut (Gas in Blut), wurde anschließend von mehreren Forschern weiterentwickelt (36-40). Ähnlich der Methode von Frey und Gruber

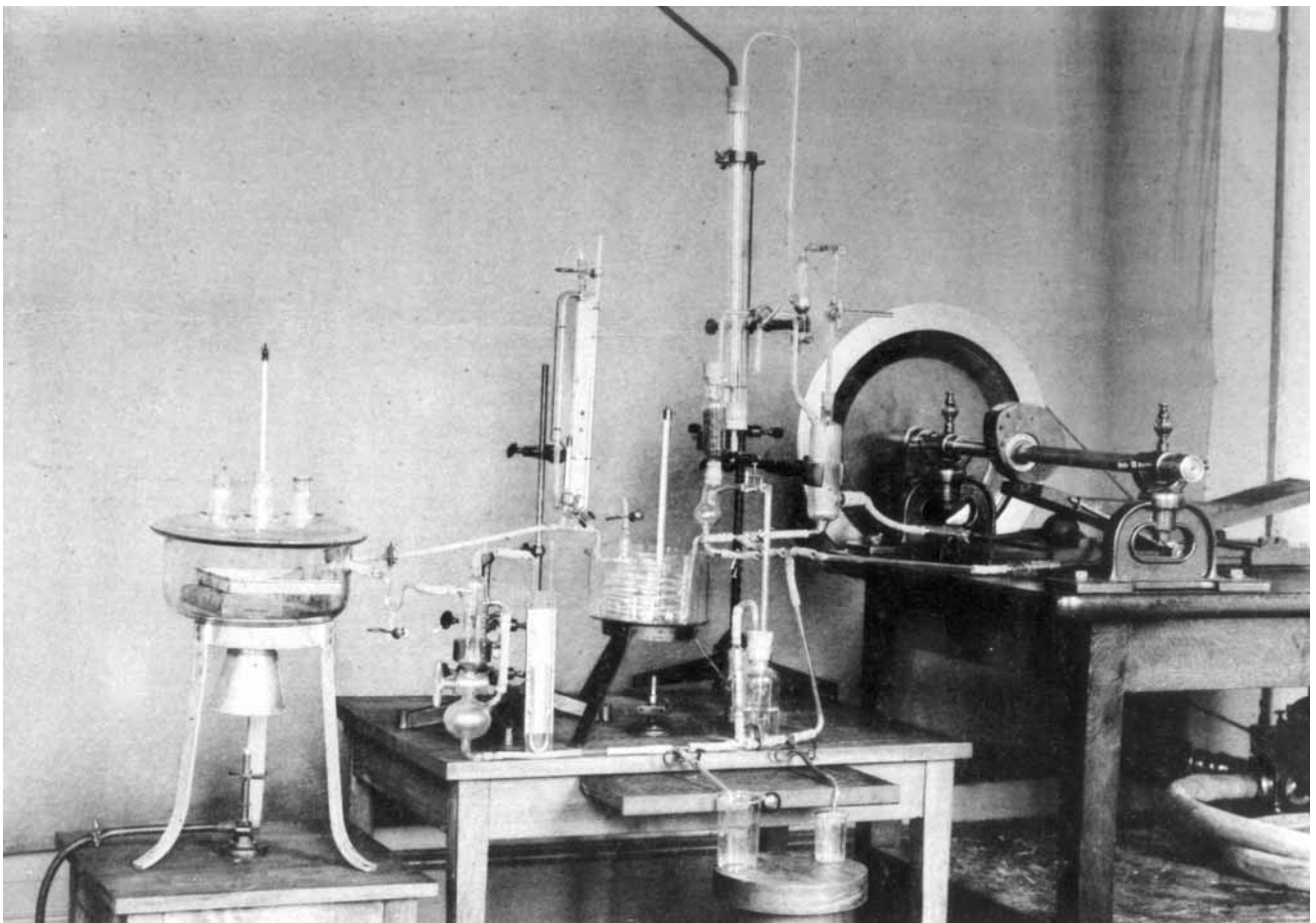


Abbildung 5:

Die wahrscheinlich erste Photographie eines extrakorporalen Kreislaufes von Jacoby (1890). Das pulsatile Pumpsystem bestand aus einem durch eine motorbetriebene Federwippe rhythmisch komprimierten Gummiballon (rechts). Der Gasaustausch erfolgte in einem System mit direktem Blut-Luft-Kontakt (Bildmitte). Als Vorläufer des heutigen Wärmeaustauschers diente eine zur Erwärmung des Blutes in temperiertes Wasser eingetauchte Glasspirale

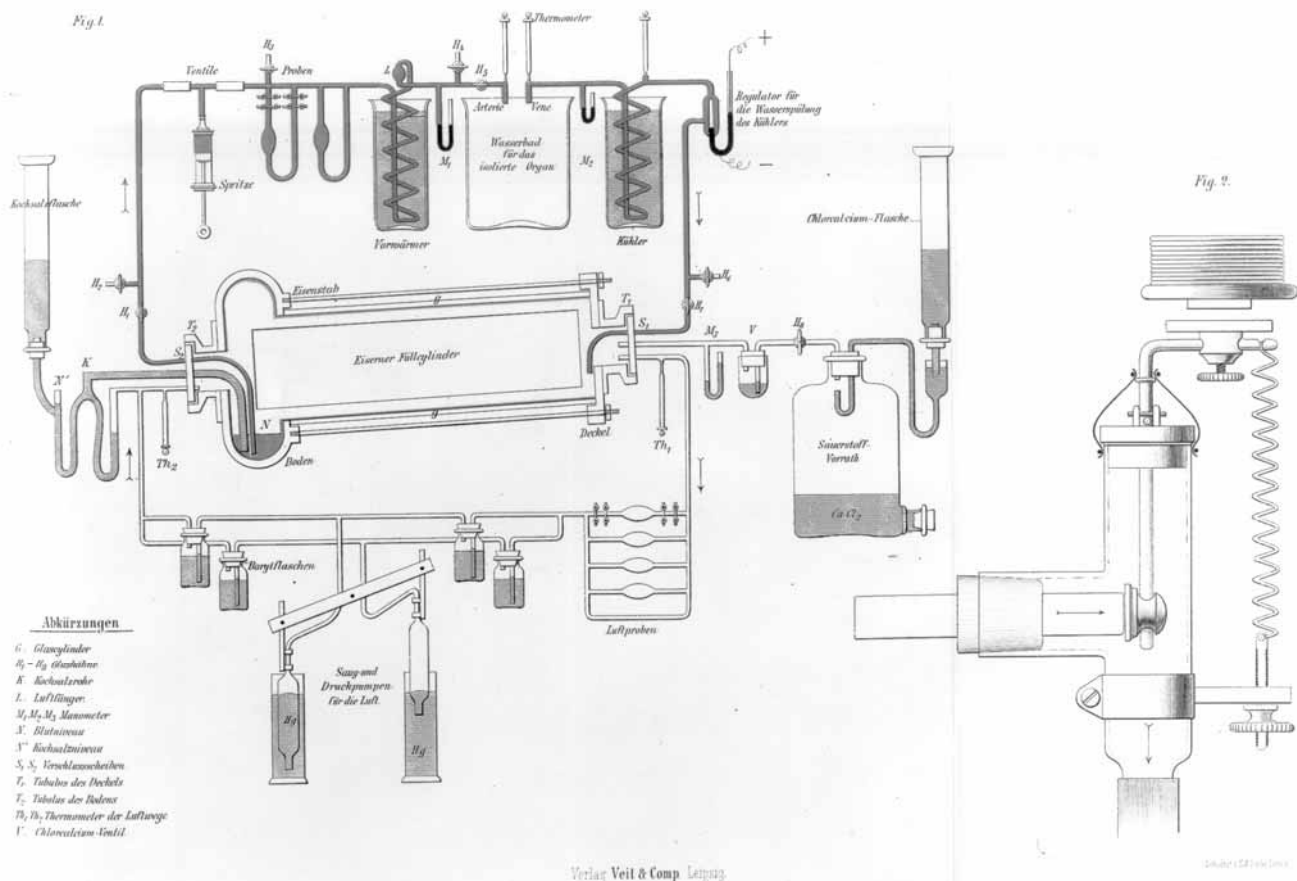


Abbildung 6:

Als Vorläufer der heutigen Herz-Lungen-Maschine gilt meist der „Respirationsapparat“ nach von Frey und Gruber (1885). In einen erstmals geschlossenen extrakorporalen Perfusionskreislauf war der erste Filmoxygenator „Eisener Füllzylinder“ (G) integriert. Die Perfusion wurde durch eine motorbetriebene Spritze aufrechterhalten. Die Temperatur des Perfusates wurde vor der Perfusion vorgewärmt und nach der Organpassage wieder abgekühlt. Eine Luftfalle (L) sollte das Organ vor Embolisationen schützen (5). Temperatur und Druck wurden gemessen und Probenentnahmepoints waren vorgesehen.

lief das Blut auch in Gibbons ersten Oxygenatoren in den dreißiger Jahren innerhalb von Zylindern in einer Sauerstoffatmosphäre herab (41-43). Bei anderen Filmoxygenatoren früher Forscher lief das Blut in einer Sauerstoffatmosphäre an textilen Stoffen oder Glasscheiben herab. Alternativ wurde die Oberfläche des Blutes durch Glasperlen vergrößert, oder das Blut wurde über einer umgedrehten Glocke verteilt (40, 44-46). Zur großflächigen Exposition des Blutes in Sauerstoff kamen frühzeitig auch rotierende Scheiben zum Einsatz. Zunächst waren es eher sich horizontal drehende Scheiben, die das Blut mittels Zentrifugalkraft über größere Oberflächen verteilten (47). In Stockholm hatten Clarence Crafoord und Andersson 1946 den ersten „Rotating disc“-Oxygenator, einen Scheiben-oxygenator mit sich vertikal drehenden Scheiben konstruiert, der von Viking Olov Björk 1948 zur isolierten Perfusion des Gehirnes während experimenteller Operationen am Herzen vorgestellt wurde (48).

Isolierte Kopfperfusion

Die Idee der Anwendung einer künstlichen Durchblutung im Zusammenhang mit Eingriffen an Herz und Blutgefäßen präsentierte Zeller aus Berlin im Jahre 1908 (49). Er dachte

an den Einsatz einer Perfusionsapparatur zur Kreislaufunterstützung während Operationen wie jener Herzstichverletzung, die Rehn wenige Jahre zuvor erstmals erfolgreich chirurgisch versorgt hatte, oder einer Lungenembektomie, wie sie Trendelenburg in jener Zeit, wenn auch nur tierexperimentell, erfolgreich durchführen konnte (15). Grundsätzlich war die Idee, dass das Leben erhalten oder wieder zurückgerufen werden könne, indem man die Pumpfunktion des Herzens ersetzte und Blut möglicherweise künstlich arterialisieren könne, schon 1812 von César Julien-Jean Le Gallois beschrieben worden (50). Vor rund 150 Jahren beschrieb Eduard Brown-Sequard dann erstmals die künstliche Durchblutung des Kopfes bei enthaupteten Kriminellen, ohne dabei an einen Zusammenhang mit Operationen am Herzen zu denken (24). In den dreißiger Jahren des 20. Jahrhunderts stellte Laurence O'Shaughnessy sein Konzept der Zukunft der Herzchirurgie vor. Er glaubte, dass am offenen Herzen nur operiert werden konnte, wenn zumindest das Gehirn des Patienten künstlich durchblutet würde, währenddessen das Herz seine Pumpfunktion nicht ausüben könne (51). In der Sowjetunion war einer der großen Pioniere der extrakorporalen Zirkulation, Sergej Bryuchonenko, jedoch schon seit den frühen zwanziger Jahren experimentell mit der isolierten Perfusion der Köpfe von Hunden beschäftigt

(Abb. 7). Er hatte dazu eine Herz-Lungen-Maschine konstruiert, die in ständiger Weiterentwicklung später auch die Perfusion des Gesamtorganismus eines Tieres erlaubte. Bryuchonenko schlug schon 1928 die mögliche Anwendung seiner Perfusionsmethode im Zusammenhang mit Eingriffen am menschlichen Herzen vor. Nikolai Terebinski konnte mit Bryuchonenkos Apparatur, genannt „Autojektor“, dann in den dreißiger Jahren experimentelle Eingriffe am offenen Herzen durchführen (52).

Aufgrund der eingeschränkten Kapazität des Gasaustausches der frühen künstlichen Oxygenatoren waren auch in den vierziger Jahren noch mehrere Arbeitsgruppen der

Ansicht, man solle nur das Gehirn als das empfindlichste Organ während eines herzchirurgischen Eingriffes perfundieren. Andere Organe könnten Ischämiezeiten von einer halben Stunde tolerieren, ohne Schaden zu nehmen. Erst mit steigender Leistungsfähigkeit der Oxygenatoren wurde die systemische Perfusion des gesamten Organismus angestrebt, wie es Gibbon schon zu Beginn seiner Forschungsarbeiten in den dreißiger Jahren vorhatte. Nach dem Tod einer Patientin nach einer Lungenemboliekomie am 3. Oktober 1930 hatte Gibbon darüber nachgedacht, ob sich die Funktion von Herz und Lungen für eine solche Operation künstlich ersetzen ließ.

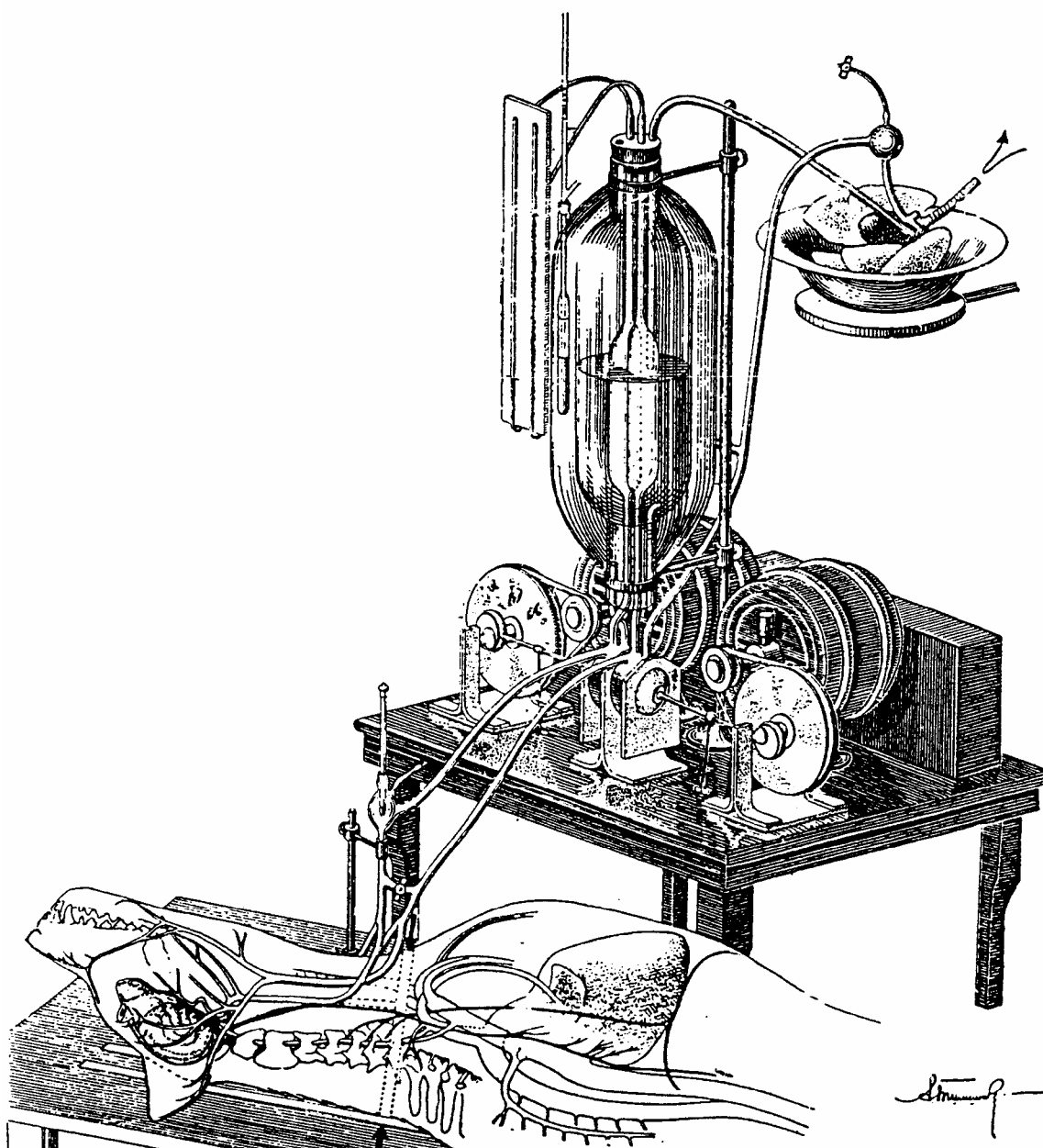


Abbildung 7:

Bryuchonenko perfundierte in den zwanziger Jahren Hundeköpfe mit seinem „Autojektor“. Ein doppeltes Membranpumpensystem förderte das venöse Blut durch die exzidierte, beatmete Lunge und das arterialisierte Blut zurück in die Carotiden des Versuchstieres. Bis zu 3,5 Stunden konnten Reaktionen auf äußere Reize auf diese Weise erhalten werden. Abb. aus: Bryuchonenko SS, Tschetschuline SI, Experimente mit isoliertem Hundekopf (russ.). Trudy Nauchn. Khimiko-Farmatsev.

Inst. 1928; 20, (265): 7-43

Blutpumpen

In den dreißiger Jahren des 20. Jahrhunderts integrierte Gibbon in seine erste Perfusionsapparatur eine modifizierte Dale-Schusterpumpe (41). Jene pulsatil arbeitende Membranpumpe war 1928 vorgestellt worden und wurde anschließend lange Zeit in zahlreichen Modifikationen in unterschiedlichen Perfusionsapparaturen eingesetzt (53). Vor der Einführung derartiger Membranpumpen waren meist Spritzen- oder Kolbenpumpen in die frühen künstlichen Kreislaufkonstruktionen integriert, die häufig von Motoren angetrieben wurden (45, 54-59). Ein pulsatiler Flusscharakter konnte durch den rhythmisch komprimierten Gummiballon in Jacobys Perfusionsapparatur von 1890 generiert werden (29). Die nonpulsatil arbeitende Rollerpumpe hatten sich Porter und Bradley schon am 17. April 1855 patentieren lassen. Dieser Pumpentyp war wenig später von Allen für den Transport von Blut im Rahmen der Transfusion vorgeschlagen worden, obwohl die Blutgruppen erst einige Jahre später durch Landsteiner entdeckt werden sollten (Abb. 8, 9) (60). Eine Doppelrollerpumpe, wie sie prinzipiell heute noch eingesetzt wird, wurde 1891 von Charles Truax entwickelt. Sie musste zu jener Zeit aber noch mit einer Handkurbel betrieben werden (Abb. 10). In eine künstliche Perfusionsapparatur wurde die Rollerpumpe 1927 durch von Issekutz zunächst nur zum Transport des Gases integriert (61). Fleisch setzte die Rollerpumpe dann 1935 auch zum Transport des Blutes zur experimentellen Perfusion von isolierten Organen ein (62). Etwa zur gleichen Zeit wurde sie auch von Georg Haas (Gießen) in dessen ersten künstlichen Nieren eingesetzt (63). Haas entschied sich für einen Rollerpumpentyp, der von Alfred Beck (Kiel) in den Jahren 1924 und 1925 zur Bluttransfusion vorgestellt worden war und als „Beck'sche Mühle“ berühmt geworden ist (64, 65).

Aufgrund der Vorteile, wie dem messbaren und regelbaren Perfusionsfluss, sowie dem im Gegensatz zu anderen Pumpen möglichen Verzicht auf Ventile für den gerichteten Blutstrom und der leichten Reinigung - da der Blutkontakt nur auf das Innere des eingelegten Schlauches beschränkt blieb - kamen Rollerpumpen seit 1939 auch zum Einsatz in Gibbons Weiterentwicklungen seiner Herz-Lungen-Maschinen (42). Michael E. DeBakey (Tulane) hatte Gibbon den Einsatz von Rollerpumpen in seiner Perfusionsapparatur vorgeschlagen und ihm ein Modell seiner Pumpe mitgebracht, das er sich 1934 hatte patentieren lassen. Seitdem war die Rollerpumpe immer mit dem Namen DeBakey verbunden (66, 67). Die Rollerpumpe setzte sich trotz ihres nonpulsatilen Flusscharakters durch und ist auch heute noch der häufigste Pumpentyp im Rahmen der extrakorporalen Zirkulation mit Herz-Lungen-Maschinen und Dialyseapparaturen. Erst in den letzten Jahren erwuchs mit der Zentrifugpumpe erstmals eine ernsthafte Konkurrenz für die Rollerpumpe. Eine Zentrifugpumpe war prinzipiell schon 1901 patentiert worden. Die Entwicklung dieses Pumpentyps zum Transport des Blutes im Kreislauf begann jedoch erst in den sechziger Jahren durch George Saxton und Charles Andrews (Illinois) (68). Zu jener Zeit wollte man eigentlich ein Kunstherz konstruieren, wobei der magnetische Antrieb einen transkutanen Einsatz ermöglichen sollte. Schon bald schlug man aber den Einsatz der Zentrifugpumpe auch in Herz-Lungen-Maschinen vor. Gegenwärtig löst die Zentri-

fugalpumpe in vielen Zentren die Rollerpumpe als arterielle Pumpe ab.

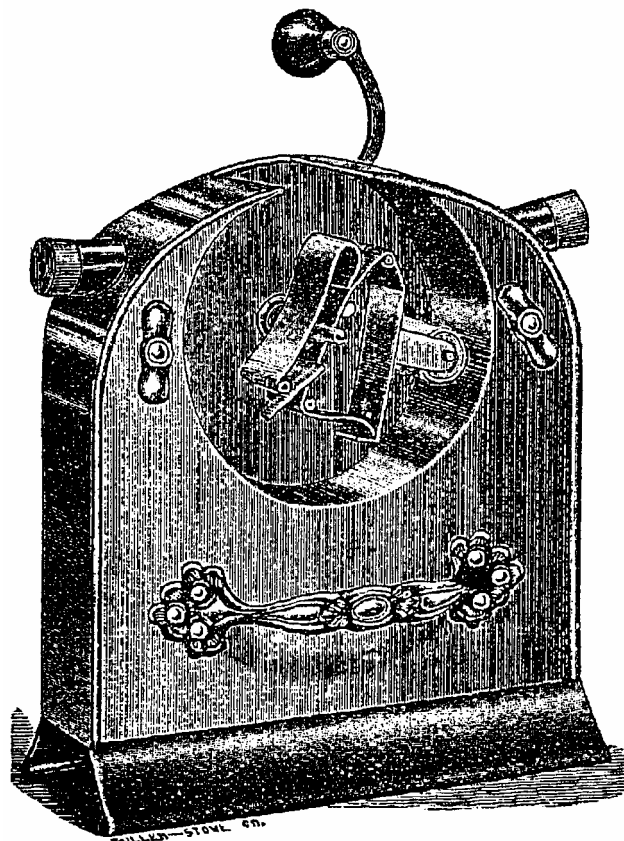


Abbildung 8:

Holzschnitt der frühen Allenpumpe (1887) als „The Surgeons Pump“. Ihr Anwendungsgebiet war die Bluttransfusion, obwohl die Blutgruppen erst einige Jahre später entdeckt werden sollten

(No Model.)

2 Sheets—Sheet 1.

E. E. ALLEN.

INSTRUMENT FOR TRANSFUSION OF BLOOD.

No. 365,327.

Patented June 21, 1887.

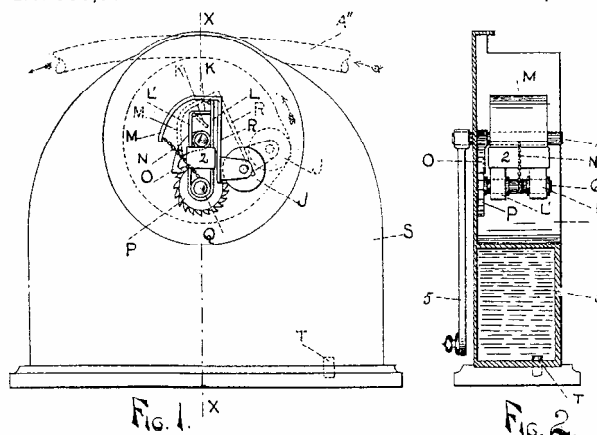
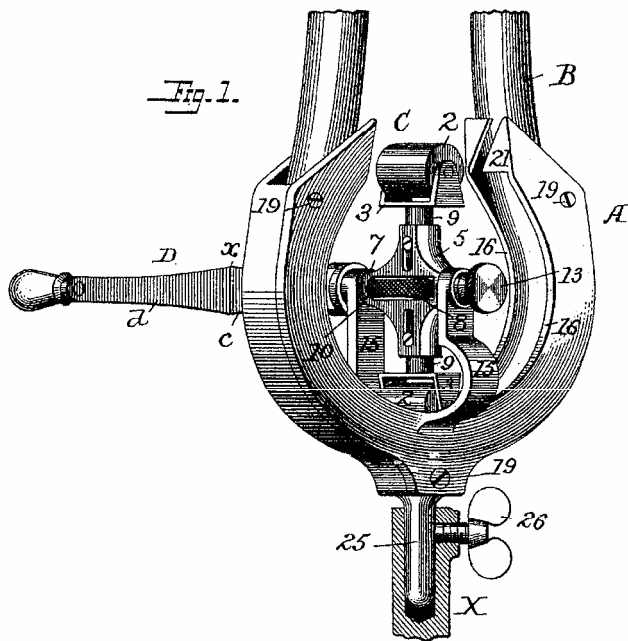


Abbildung 9:

Patentschrift der ersten Rollerpumpe von Allen (1887), die zur Förderung von Blut konzipiert worden war. Sie verfügte nur über eine Rolle (J), und wurde mit einer Handkurbel (5) angetrieben. Ein Reservoir für warmes Wasser (3) wurde durch einen Korken (T) verschlossen

**Abbildung 10:***Erste Doppelrollerpumpe nach Truax (Patentiert 1891)*

Filtration des Blutes

Bereits 1915 konnten bei der Verwendung von Leinengewebe in Perfusionsexperimenten zum künstlichen Gasaustausch partikuläre Embolisationen und Infarkte in den isoliert perfundierten Organen nachgewiesen werden (45). Auch Björk hatte 1948 die Ursache des Todes von Versuchstieren während seiner Perfusionsexperimente auf arterielle Embolisationen zurückgeführt. Gibbon hatte 1950 Embolisationen bei Tieren feststellen können, die nach der künstlichen Perfusion ohne Reflexe im Koma verstarben. Mit dem Einsatz von Blutfiltern konnte dann die Überlebensrate von Versuchstieren erhöht werden (69). Durch die Füllung der Herz-Lungen-Maschinen mit Spenderblut ergab sich dann eine weitere Anwendung von Filtrationssystemen. Swank entwickelte Filtersysteme aus Dakronwolle zur Entfernung von Mikroaggregaten. Heute sind Filtersysteme fester Bestandteil des extrakorporalen Systems der Herz-Lungen-Maschine und gelten neben der Einführung von Membranoxygenatoren als eine der wichtigsten Maßnahmen zur Verringerung der neurologischen Komplikationen im Zusammenhang mit dem kardiopulmonalen Bypass.

Membranoxygenatoren

Obwohl Membranoxygenatoren zu Beginn ihrer Einführung in den späten fünfziger Jahren im Vergleich zu Bubbleoxygenatoren schwieriger zu entlüften waren, zu Leckagen neigten, hinsichtlich des Gasaustausches häufiger keine ausreichende Kapazität aufwiesen und insgesamt wesentlich komplizierter zu bedienen waren, war doch der prinzipielle Vorteil dieser Methode des Gasaustausches offensichtlich. Hierbei war das Blut vollständig durch eine

Membran von der Gasphase getrennt, wusste man doch um die Probleme, die aus dem direkten Kontakt von Blut und Gas resultierten. Willem Kolff (Kampen, Niederlande) hatte 1943 während der Entwicklung der Hämodialyse beobachtet, dass über eine Membran scheinbar Sauerstoff vom Blut aufgenommen wurde, da sich das Blut nach der Passage seiner Dialysatoren hellrot gefärbt hatte (70). Mitte der fünfziger Jahre wandte sich Kolff dann praktisch dem Problem der Membranoxygenation zu und entwickelte in Cleveland erste Prototypen (71). Weitere Forscher folgten ihm auf diesem Pfad und so konnten dann erste klinische Einsätze erfolgen (72). In den sechziger Jahren waren dann die ersten kommerziell verfügbaren Membranoxygenatoren, insbesondere bei längerdauernden Perfusionen, erfolgreich im Einsatz. Im darauf folgenden Jahrzehnt war es dann möglich, auch tagelange und später sogar wochenlange Perfusionen aufgrund von respiratorischen Problemen, wie auch im Rahmen mechanischer Kreislaufunterstützung, aufrechtzuerhalten. In der jüngsten Vergangenheit wurden nahezu alle anderen Oxygenationsprinzipien zugunsten der Membranoxygenation aufgegeben. Die nunmehr entwickelten Kapillarrohrfaseroxygenatoren erwiesen sich in zahlreichen Untersuchungen, die sich mit den Organfunktionen von Patienten nach dem Einsatz des kardiopulmonalen Bypasses befassten, als überlegen.

Hämodilution

Mit der Einführung der Hämodilutionsperfusion zum Ende der fünfziger Jahre ergab sich durch den Verzicht auf die Füllung des extrakorporalen Kreislaufes mit Spenderblut ein weiterer Fortschritt hinsichtlich der postoperativ erhaltenen Organfunktion, insbesondere der Lungen und der Nieren. Schon Gibbon hatte bei seinen ersten Versuchstieren auf eine Füllung des extrakorporalen Kreislaufes mit Blut verzichtet und auch Melrose hatte bei seinen tierexperimentellen Einsätzen die Herz-Lungen-Maschine nicht mit Blut gefüllt. Dennoch wurde erst in den späten fünfziger Jahren von Zuhdi, Panico und Neptune über derartige klinische Hämodilutionsperfusionsen berichtet. Neben der veränderten Rheologie mit verbesserter Mikrozirkulation wurde auch das organisatorische Problem der Spenderblutbeschaffung deutlich verringert. Durch dieses Verfahren konnten auch Notfalloperationen mit einer sofort gefüllt und entlüftet zur Verfügung stehenden Herz-Lungen-Maschine durchgeführt werden. Ein Problem der Hämodilutionsperfusion kann durch die geringere Anzahl von Sauerstoffträgern entstehen, das aber in Kombination mit Hypothermie teilweise kompensiert werden sollte.

Perfusionshypothermie

Die systemische Hypothermie wurde neben der Oberflächenhypothermie, die durch ein Eiswasserbad oder mittels Kühlmatten induziert wurde, auch durch Techniken verbunden mit extrakorporaler Zirkulation realisiert. Dazu kamen extrakorporale Perfusionssysteme zunächst auch ohne Oxygenationssystem zum Einsatz. Mit der Perfusionshypothermie erreichte man ohne große Temperatur-

gradienten eine homogenere Kühlung im Vergleich mit der Oberflächenkühlung. Edmund Joseph Delorme (Edinburgh) berichtete 1952 von seiner Methode der Induktion der Hypothermie mittels Blutstromkühlung, in dem er das Blut durch ein Kühlsystem außerhalb des Körpers zirkulieren ließ (73). Dabei kühlte er arterielles Blut, bevor es in eine periphere Vene zurückgeleitet wurde. Ite Boerema (Amsterdam) hatte 1951 ein ähnliches Vorgehen beschrieben (74). Während seiner Zeit bei Crafoord in Stockholm entwickelte André A. Juvenelle 1952 ein Konzept, das extrakorporale Zirkulation mit Hypothermie verband (75). Er nutzte den von Crafoord entwickelten und von Björk beschriebenen Apparat zur Perfusion und ein Eiswasserbad zur Induktion der Hypothermie. Die kombinierte Anwendung der Herz-Lungen-Maschine mit der Hypothermie wurde dann besonders von Frank Gollan (Nashville) sowie von Converse Peirce (Knoxville) vorangetrieben. Seit 1956

kombinierten Brown, Sealy und Young (Durham) den DeWall-Lillehei Oxygenator mit einem Wärmetauscher zur Induktion von Hypothermie während intrakardialer Korrekturoperationen (76). Deren späterer „Brown-Harrison“ Wärmetauscher wurde weltweit eingesetzt. Die Kombination von kardiopulmonalem Bypass und Perfusionshypothermie erhöhte die Sicherheit und verlängerte eine mögliche Ischämiezeit des Myokards. In den späten sechziger Jahren kombinierte man die extrakorporale Zirkulation nur zur Kühlung oder Wiedererwärmung mit der Oberflächenkühlung oder -erwärmung. Derartige Pionierarbeiten wurden zunächst von Hikasa (Kyoto) aus Japan berichtet und später von anderen übernommen. In Neuseeland kombinierte Brian Barratt-Boyes (Auckland) in den frühen siebziger Jahren die Oberflächenhypothermie mit einer Wiedererwärmung durch den Einsatz der Herz-Lungen-Maschine. Am 16. Juli 1954 hatten Clarence Crafoord und

Zeittafel der Daten der extrakorporalen Zirkulation

1812	César Julien Jean LeGallois (50)	Idee:künstliche Herzfunktion, Oxygenation
1928	James Phillips Kay (26)	Injektionen mit arteriellem Blut
1849	Carol. Eduard. Loebell (16)	Isolierte Nierenperfusion
1858	Eduard Brown-Sequard (24)	Extremitätenperfusion Gehenkter
1862	Ernst Bidder (14)	Isolierte Nierenperfusion
1867	Alexander Schmidt (28)	Isolierte Nierenperfusion
1868	Wilhelm Ludwig, Alexander Schmidt (27)	Schütteln mit atmosphärischer Luft
1877	G. Bunge und O. Schmiedeberg (25)	Schütteln mit atmosphärischer Luft
1882	Waldemar von Schröder (22).	Bubbleoxygenation
1883	M. Abeles (23)	Bubbleoxygenation mit Sauerstoff
1884	Max von Frey, Max Gruber (35)	Filmoxygenator, geschlossener Kreislauf
1890	Carl Jacobj (29)	Hämatikator
1895	Carl Jacobj (18)	Doppelter Hämatikator, isolierte Lunge
1903	T. G. Brodie (90)	Kolbenpumpe mit Blut-Luft-Mischung
1907	Johannes Bock (91)	Motorbetriebene Doppelspritze
1908	O. Zeller (49)	Idee: Herz-Lungen-Maschine zur Operation
1908	K. Skutul (92)	Überblick über Perfusionsapparaturen
1915	A. N. Richards, Cecil K. Drinker (45)	Textil-Filmoxygenation
1915	Donal Russel Hooker (40)	Gummischeiben-Filmoxygenation
1926	A. Bornstein (44)	Glasperlen-Filmoxygenation
1927	Sergej Bryuchonenko, S. Tchetchuline (52)	Kopfperfusion mit „Autojektor“
1928	H. H. Dale, E. H. J. Schuster (53)	Membranpumpen
1928	Bayliss, Fee und Ogden (37)	Filmoxygenation mit rotierenden Konen
3.10.1930	John Heysham Gibbon jr (95)	Tod seiner Patientin und Idee der HLM
1932	U. S. von Euler und C. Heymans (93)	Sprühoxygenator
1933	I. de Burgh Daly und W. V. Thorpe (39)	Filmoxygenation mit Ebenholzscheiben
1934	E. W. H. Cruickshank (38)	Magnetantrieb eines Filmoxygenators
1934	C. Lovatt Evans, F. Grande und F. Hsu (47)	Vertikaler zylindrischer Filmoxygenator
1935	Alfred Fleisch (62)	Rollerpumpe in Perfusionsapparatur
1935	Alexis Carrel, Charles Lindbergh (94)	Perfusionssystem für isolierte Organe
1937	John Heysham Gibbon jr (41)	Erster Bericht über Perfusionsexperimente
1939	Laurence O'Shaughnessy (51)	Kopfperfusion für die Herzchirurgie
1940	Herbert Schwiegl (96)	Apparatur zur Wiederbelebung
1948	Viking Olov Björk (48)	Scheibenoxxygenator zur Kopfperfusion
1949	J. Jongbloed (97)	Effektiver Spiraloxygenator
1950	L. Clark, F. Gollan, V. Gupta (30)	Silikonentschäumung Bubbleoxygenator
9.8.1951	Achille Mario Dogliotti, A. Constantini (1)	Erfolgreicher partieller Bypass
5.4.1951	Clarence Dennis (98, 3).	Totaler kardiopulmonaler Bypass
3.7.1952	Forest Dewey Dodrill (4)	Mitralklappen-OP im Linksherzbypass
21.10.1952	Forest Dewey Dodrill (5)	Pulmonalklappen-OP im Rechtsherzbypass
6.5. 1953	John Heysham Gibbon jr (7)	erfolgreicher kardiopulmonaler Bypass

Ake Senning (Stockholm) im Rahmen der ersten europäischen Operation mit dem Einsatz des totalen kardiopulmonalen Bypasses die Patientin in Oberflächenhypothermie gekühlt, bevor sie die Herz-Lungen-Maschine einsetzten. Sie wurde anschließend auch wieder ohne extrakorporale Zirkulation erwärmt.

Heute sind Herz-Lungen-Maschinen leistungsfähiger und Füllvolumina geringer, so dass ein Trend bemerkbar ist, vermehrt in Normothermie zu operieren. Erlaubt wird dieser Trend auch durch weiterentwickelte myokardprotektive Verfahren.

Myokardprotektion und Kardioplegie

Mit dem Beginn der offenen Herzchirurgie sann man auch über Möglichkeiten nach, das Herz vor einem ischämischen Schaden zu bewahren. Man operierte zunächst am schlagenden, kontinuierlich perfundierten oder flimmern den Herzen.

Durch die Beobachtungen von Sydney Ringer (1883) und Donald Russel Hooker (1929), über den Einfluss von Elektrolyten auf die Herzaktion inspiriert, entwickelten einige Forscher kardioplegisch wirksame Lösungen, die einen reversiblen Herzstillstand hervorrufen sollten (77, 78). Durch einen chemisch induzierten Herzstillstand sollte,

später in Verbindung mit topischer Hypothermie nach Shumway, der Sauerstoffverbrauch des Myokards drastisch reduziert werden, um den koronaren Blutfluss temporär unterbrechen zu können.

Conrad Ramsay Lam (Detroit) begann im Herbst 1952 mit der Arbeit an kardioplegisch wirksamen Lösungen (79). Er stellte fest, dass die Injektion einer Kaliumchloridlösung in den linken Ventrikel einen Herzstillstand hervorrief, der sich mit der Reperfusion wieder beenden ließ. Melrose induzierte 1955 den „elektiven“ reversiblen Herzstillstand durch eine Kaliumzitratinjektion in die Aortenwurzel (80). Er zeigte an Hunde-, Katzen- und isolierten Kaninchenherzen, dass sie mit kaliumhaltigen Lösungen zum Stillstand gebracht werden konnten und sich auch nach längerer Unterbrechung der Koronarperfusion wieder erholten. Nachdem Melrose seine tierexperimentellen Arbeiten publiziert hatte, wurde seine Technik der Kaliumzitrat-Kardioplegie von Effler auch klinisch angewandt. Die Unterbrechung des Koronarflusses kombinierte Effler erstmals am 17.2.1956 bei einer Operation an einem 17 Monate alten Kind zum Verschluss eines Ventrikelseptumdefektes mit einem künstlichen Herzstillstand durch Injektion einer Kaliumzitratlösung in die proximale Aorta (81).

Auch mit einer weiteren Methode der Induktion des Herzstillstandes durch Acetylcholin, die von Lam ausgearbeitet worden war, konnte man zu jener Zeit einen kurzen kardioplegischen Stillstand induzieren (79, 82). Sealy entwi-

Zeittafel der Daten der Kardiovaskularchirurgie

9. September 1896	Ludwig Rehn	Erste erfolgreiche Herznaht
1910	Alexis Carrel	Gefäßnahttechnik
1913	Ludwig Rehn, Ferdinand Sauerbruch	Perikardektomie
20. Mai 1923	Elliott Cutler, Samuel Levine	Valvulotomie bei Mitralstenose
18. März 1924	Martin Kirschner	Lungenembolektomie
6. Mai 1925	Henry S. Souttar	Mitralklappenkommissurotomie
1931	Ferdinand Sauerbruch	Ventrikelseptumresektion
26. August 1938	Robert Edward Gross	Ductusligatur
19. Oktober 1944	Clarence Crafoord	ISTA-Korrektur
29. November 1944	Alfred Blalock	Blalock-Taussig-Shunt
4. Dezember 1947	Thomas Holmes Sellors	Pulmonalstenosen-Dilatation
16. Februar 1948	Russel Claude Brock	Pulmonalklappenvalvulotomie
10. Juni 1948	Charles Philamore Bailey	Mitralklappenkommissurotomie
16. Juni 1948	Dwight Emary Harken	Mitralklappenkommissurotomie
2. September 1952	Floyd John Lewis	Vorhofseptum-Verschluss
11. September 1952	Charles Hufnagel	Aortenklappenersatz (descendens)
6. Mai 1953	John Heysham Gibbon jr	ASD-Verschluss mit HLM
26. März 1954	Clarence Walton Lillehei	VSD-Verschluss m. Cross-circulation
31. August 1954	Clarence Walton Lillehei	ToF-Korrektur
22. März 1955	John Webster Kirklin	VSD-Verschluss mit HLM
10. März 1960	Dwight E. Harken	Aortenklappenersatz
21. September 1960	Albert Starr	Mitralklappenersatz
2. Mai 1960	Robert H. Goetz	A. mammaria-Bypass
24. Juli 1962	Donald Nixon Ross	Homograft-Aortenklappenersatz
5. April 1962	David Coston Sabiston	Koronarvenenbypass
11. Juni 1963	James Daniel Hardy	Lungentransplantation
23. Januar 1964	James Daniel Hardy	Affenherztransplantation in Mensch
2./3. Dezember 1967	Christiaan Neethling Barnard	Herztransplantation
24. Dezember 1969	Clarence Walton Lillehei	Herz-Lungen-Transplantation
4. Mai 1975	Adib Domingo Jatene	Arterial Switch-Operation bei TGA
9. März 1981	Bruce A. Reitz	Herz-Lungen-Transplantation

ckelte dann 1958 eine kardioplegische Lösung, die Kalium, Magnesium und Procain enthielt, für den elektiven Herzstillstand während Hypothermie (83). Doch die klinische Nutzung der pharmakologisch induzierten Kardioplegie endete für die meisten Herzchirurgen zunächst Ende der fünfziger Jahre mit Berichten von Myokardnekrosen nach Kaliumzitrat-induzierter Kardioplegie (84, 85). Aufgrund dieser Berichte wurde ein pharmakologischer Herzstillstand während der folgenden 15 Jahre zugunsten von schlagenden und induziert flimmernden Herzen in Verbindung mit kontinuierlicher, auch retrograder, Koronarperfusion oder intermittierend perfundiertem Myokard, sowie des ischämischen, topisch gekühlten Myokards aufgegeben (86). Doch die Notwendigkeit einer effektiven Myokardprotektion wurde in jener Zeit nicht zuletzt durch Cooleys Beschreibung der ischämischen Kontraktur, dem sogenannten „Stone heart“, verdeutlicht.

In Europa arbeiteten mehrere Forschungsgruppen dann auch weiter an Lösungen zur sicheren chemischen Induktion der Kardioplegie, wie beispielsweise in Deutschland Bretschneider (Köln, Göttingen) und Kirsch (Hamburg). David Hearse (London) entwickelte dann eine kristalloide Kardioplegie mit Kaliumchlorid, die ab 1975 klinisch von Braimbridge am St. Thomas – Hospital eingesetzt wurde.

Ab Mitte der siebziger Jahre sorgten William Gay und Paul Ebert (New York) in den USA für ein langsames Wieder-aufleben der chemisch induzierten Kardioplegie (87). Sie fanden heraus, dass kristalloide kardioplegisch wirksame Lösungen mit einer moderaten Kaliumkonzentration nach längerer Ischämiezeit die Erholung des Herzens verbessern können. Spätere Untersuchungen von Tyers und Todd zeigten ebenfalls die Vorteile einer Lösung mit geringerer Kaliumkonzentration im Vergleich zur Lösung nach Melrose (88).

Die Anwendung von kaltem Blut, das mit Kaliumchlorid gemischt wurde, ist mit Ende der 70er Jahre insbesondere durch die Arbeiten von Gerald Buckberg (Los Angeles) populär geworden (89). Seitdem wurde Blut vielfach als Vehikel für kardioplegisch wirksame und myokardprotektive Komponenten aufgrund seiner höheren Sauerstofftransportkapazität und der natürlichen Puffereigenschaften übernommen. Auch die Methode der retrograden Perfusion über den Koronarsinus, die Lillehei schon 1957 beschrieben hatte, wurde im Zusammenhang mit der Blutkardioplegie in den frühen 80er Jahren wiederbelebt. Zu Beginn der neunziger Jahre wurden nach den ersten Berichten von Lichtenstein (Toronto) immer häufiger auch normotherme blutkardioplegische Verfahren bevorzugt. Die Technik der normothermen Blutkardioplegie wurde mit der Technik nach Calafiore noch vereinfacht. Dennoch wird die Diskussion, ob die Blutkardioplegie einer kristalloiden Kardioplegie vorzuziehen ist, weiterhin kontrovers geführt. Außerdem erzielen einige Zentren ausgezeichnete Ergebnisse mit der Methode des „intermittent cross-clamping“.

Gegenwart

Heutige Herz-Lungen-Maschinen weisen prinzipiell kaum Unterschiede zu denen bei Beginn der Ära des kardiopulmonalen Bypasses auf. So sind die Methoden des Pumpens von Blut und auch die des Gasaustausches kaum

verändert, sondern nur verfeinert und modifiziert worden. Die Funktion der Herz-Lungen-Maschinen ist heute jedoch außerordentlich zuverlässig und deren Steuerungssysteme arbeiten sehr präzise. Zeitgemäße Oxygenatoren lassen meist längere Perfusionszeiten zu, als in der Praxis erreicht werden. Die Füllvolumina extrakorporaler Systeme sind derart verringert worden, dass häufig Operationen mit kardiopulmonalem Bypass selbst bei ausgewählten neonatalen Patienten auch ohne Transfusion von Blutbestandteilen möglich sind. Eine weitere Miniaturisierung von Komponenten ist im Gange.

Eine hohe Wertigkeit erhielt in den vergangenen Jahren der Aspekt der Biokompatibilität. Eine Vielzahl von Beschichtungssystemen, die meisten auf der Grundlage von Heparin, kommen zur Anwendung. Die Kardiomyozytensauung wurde mit dem damit verbundenen schädlichen Blut-Luft-Kontakt als eine der wichtigsten Hämolysequellen identifiziert. Deren Einsatz wird stärker kontrolliert und man verzichtet bei einigen extrakorporalen Systemen sogar ganz darauf.

Literatur

1. Dogliotti, A.M., Constantini, A. Primo caso di applicazione all'uomo di un apparecchio di circolazione sanguigna extracorporea. *Minerva Chirurgica* 1951; 6: 657-659
2. Dogliotti, A.M., Del Poli, G., Caldarola, L. A cardiopulmonary machine for extracorporeal circulation of blood. *Journal of the International College of Surgeons* 1954; 22: 107-114
3. Dennis, C., Spring, D.S. Jr., Nelson, G.E., Karlson, K.E., Nelson, R.M., Thomas, J.V., Eder, W.P., Varco, R.L. Development of a pump-oxygenator to replace the heart and lungs; an apparatus applicable to human patients and application in one case. *Annals of Surgery* 1951; 134: 709-721
4. Dodrill, F.D., Hill, E., Gerisch, R.A. Temporary mechanical substitute for the left ventricle in man. *J Am Med Assoc* 1952; 150: 642-4
5. Dodrill, F.D., Hill, E., Gerisch, R.A., Johnson, A. Pulmonary valvuloplasty under direct vision using the mechanical heart for a complete by-pass of the right heart in a patient with congenital pulmonary stenosis. *J Thorac Surg* 1953; 26: 584-94; discussion 195-7
6. Böttcher, W., Schäfer, K. John Heysham Gibbon jr. (1903-1973). *Kardiotechnik* 2003; 12: 78-80
7. Gibbon, J.H. Jr. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minnesota Medicine* 1954; 37: 171-187
8. Bigelow, W.G. Cold Hearts. The Story of Hypothermia and the Pacemaker in Heart Surgery. Toronto, Ontario: McClelland and Stewart Limited, 1984
9. Lewis, F.J., Taufic, M. Closure of atrial septal defects with the aid of hypothermia; experimental accomplishments and the report of one successful case. *Surgery* 1953; 33: 52-59
10. Lillehei, C.W., Cohen, M., Warden, H.E., Ziegler, N.R., Varco, R.L. Results of direct vision closure of ventricular septal defects in eight patients by means of controlled cross circulation. *Surgery, Gynecology and Obstetrics* 1955; 101: 446-466
11. Andreasen, A.T., Watson, F. Experimental cardiovascular surgery. „The azygos factor“. *British Journal of Surgery* 1952; 39: 548-551
12. Lillehei, C.W., Varco, R.L., Cohen, M., Warden, H.E., Patton, C., Moller, J.H. The first open-heart repairs of ventricular septal defect, atrioventricular communis, and tetralogy of Fallot using extracorporeal circulation by cross-circulation: a 30-year follow-up. *Ann Thorac Surg* 1986; 41: 4-21

13. Lillehei, C.W., Cohen, M., Warden, H.E., Read, R.C., DeWall, R.A., Aust, J.B., Varco, R.L. Direct vision intracardiac surgery. By means of controlled cross circulation or continuous arterial reservoir perfusion for correction of ventricular septal defects, atrioventricularis communis, isolated infundibular pulmonary stenosis and tetralogy of fallot. In: Lam, C.R., ed. Cardiovascular Surgery. Studies in Physiology, Diagnosis and Techniques (Proceedings of the Symposium held at Henry Ford Hospital, Detroit, Michigan; March, 1955). Philadelphia: W.B. Saunders 1955: 371-392
14. Bidder, E. Beiträge zur Lehre von der Function der Niere. Inaugural-Dissertation Dorpat 1862
15. Böttcher, W., Alexi-Meskishvili, V., Hetzer, R. Geschichtliche Entwicklung der extrakorporalen Zirkulation. Isolierte Organperfusion im 19. Jahrhundert. Zeitschrift für Herz-, Thorax- und Gefäßchirurgie 2000; 14: 93-99
16. Loebell, C.E. De conditionibus quibus secretiones in glandulis perficiuntur. Dissertatio Inauguralis Marburg 1849
17. Campbell, G.S., Crisp, N.W., Brown, E.B. Jr. Total cardiac bypass in humans utilizing a pump and heterologous lung oxygenator (dog lungs). Surgery 1956; 40: 364-371
18. Jacoby, C. Ein Beitrag zur Technik der künstlichen Durchblutung überlebender Organe. Archiv für Experimentelle Pathologie und Pharmakologie 1895; 31: 330-348
19. Mustard, W.T., Chute, A.L., Keith, J.D., Sirek, A., Rowe, R.D., Vlad, P. A surgical approach to transposition of the great vessels with extracorporeal circuit. Surgery 1954; 36: 39-51
20. Drew, C.E., Keen, G., Benazon, D.B. Profound hypothermia. Lancet 1959; 1: 745-747
21. DeWall, R.A., Warden, H.E., Lillehei, C.W. The helix reservoir bubble oxygenator and its clinical application. In: Allen, J.G., ed. Extracorporeal circulation. Springfield, Ill.: Charles C. Thomas 1958: 41-56
22. von Schröder, W. Ueber die Bildungsstätte des Harnstoffs. Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie 1882; 15: 364-400
23. Abeles, M. Über Secretion aus der überlebenden durchbluteten Niere. Sitzungsberichte der mathematisch-naturwissenschaftlichen Classe der kaiserlichen Akademie der Wissenschaften. Wien 1883; 87: 187-198
24. Brown-Séquard, E. Recherches expérimentales sur les propriétés physiologiques et les usages du sang rouge et du sang noir et de leurs principaux éléments gazeux, l'oxygène et l'acide carbonique. Journal de la Physiologie de l'Homme et des Animaux 1858; 1: 95-122, 353-367, 729-735
25. Bunge, G., Schmiedeberg, O. Über die Bildung der Hippursäure. Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie 1877; 6: 233-245
26. Kay, J.P. Physiological experiments and observations on the cessation of the contractility of the heart and muscles in the asphyxia of warm-blooded animals. The Edinburgh Medical and Surgical Journal 1828; 29: 37-66.
27. Ludwig, C., Schmidt, A. Das Verhalten der Gase, welche mit dem Blut durch den reizbaren Säugethiermuskel strömen. Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig, mathematisch-physische Classe 1868; 20: 12-72
28. Schmidt, A. Die Athmung innerhalb des Blutes. Zweite Abhandlung. - Aus dem physiologischen Institute zu Leipzig. Vorgelegt von dem wirkl. Mitgliede C. Ludwig. Berichte über die Verhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Mathematisch-physische Classe 1867; 19: 99-130
29. Jacoby, C. Apparat zur Durchblutung isolirter überlebender Organe. Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie (Naunyn / Schmiedeberg) 1890; 26: 388-397
30. Clark, L.C. Jr., Gollan, F., Gupta, V.B. The oxygenation of blood by gas dispersion. Science 1950; 111: 85-87
31. Kirklin, J.W., DuShane, J.W., Patrick, R.T., Donald, D.E., Hetzel, P.S., Harshbarger, H.G., Wood, E.H. Intracardiac surgery with the aid of a mechanical pump-oxygenator system (Gibbon type): Report of eight cases. Proceedings of the Staff Meetings of the Mayo Clinic 1955; 30: 201-206
32. Melrose, D.G., Aird I. A mechanical heart-lung for use in man. British Medical Journal 1953; 2: 57-62
33. Aird, I., Melrose, D.G., Cleland, W.P., Lynn, R.B. Assisted circulation by pump-oxygenator during operative dilatation of the aortic valve in man. British Medical Journal 1954; 1: 1284-1287
34. Cross, F.S., Berne, R.M., Hirose, Y., Jones, R.D., Kay, E.B. Evaluation of a rotating disc type reservoir-oxygenator. Proceedings of the Society for Experimental Biology and Medicine 1956; 92: 210-214
35. von Frey, M., Gruber, M. Untersuchungen über den Stoffwechsel isolirter Organe. Ein Respirationsapparat für isolirte Organe. Archiv für Anatomie und Physiologie. (Fortsetzung des von Reil, Reil u. Autenrieth, J. F. Meckel, Joh. Müller, Reichert u. Du Bois-Reymond herausgegebenen Archives). Physiologische Abtheilung. Leipzig 1885; 9: 519-532
36. Bauer, W., Dale, H.H., Poulsson, L.T., Richards, D.W. The control of circulation through the liver. Journal of Physiology 1932; 74: 343-375
37. Bayliss, L.E., Fee, A.R., Ogden, E. A method of oxygenating blood. The Journal of Physiology 1928; 66: 443-448
38. Cruickshank, E.W.H. A magnetic blood oxygenator. The Journal of Physiology 1934; 82: 26-32
39. de Burgh Daly, I., Thorpe, W.V. An isolated mammalian heart preparation capable of performing work for prolonged periods. The Journal of Physiology 1933; 79: 199-217
40. Hooker, D.R. The perfusion of the mammalian medulla: the effect of calcium and of potassium on the respiratory and cardiac centers. The American Journal of Physiology 1915; 38: 200-208
41. Gibbon, J.H. Jr. Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. Archives of Surgery 1937; 34: 1105-1131
42. Gibbon, J.H. Jr. The maintenance of life during experimental occlusion of the pulmonary artery followed by survival. Surgery, Gynecology and Obstetrics 1939; 69: 602-614
43. Gibbon, J.H. Jr. An oxygenator with a large surface-volume ratio. The Journal of Laboratory and Clinical Medicine 1939; 24: 1192-1198
44. Bornstein, A. Über Durchblutungsversuche an der überlebenden Hundextremität. Naunyn-Schmiedeberg's Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie 1926; 115: 367-374
45. Richards, A.N., Drinker, C.K. An apparatus for the perfusion of isolated organs. Journal of Pharmacology and Experimental Therapeutics 1915; 7: 467-483
46. Staub, H. Methode zur fortlaufenden Bestimmung des Gaswechsels isolirt durchströmter Organe im geschlossenen System. I. Mitteilung: Über Leberstoffwechsel. Naunyn-Schmiedeberg's Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie 1931; 162: 420-451 (420-427 in 1929)
47. Evans, C.L., Grande, F., Y., H.F. Two simple heart-oxygenator circuits for blood-fed hearts. Quarterly Journal of Experimental Physiology 1934; 24: 283-287
48. Björk, V.O. Brain perfusions in dogs with artificially oxygenated blood. Acta Chirurgica Scandinavica 1948; 96 (Suppl. 137): 1-122
49. Zeller, O. Versuche zur Wiederbelebung von Tieren mittels arterieller Durchströmung des Herzens und der nervösen Zentralorgane. Deutsche Zeitschrift für Chirurgie 1908; 25: 488-559
50. Le Gallois, J.J.C. Expériences sur le principe de la vie, notamment sur celui des mouvements du coeur, et sur le siège de ce principe; Suivies du Rapport fait à la première classe de l'Institut sur celles relatives aux mouvements du coeur. Paris: D'Hautel, 1812: 134-135

51. O'Shaughnessy, L. Future of cardiac surgery. *Lancet* 1939; 2: 969-971
52. Böttcher, W., Alexi-Meskishvili, V. Sergej Sergejewitsch Brychonenko (1890-1960): Pionier des kardiopulmonalen Bypasses in der Sowjetunion. *Kardiotechnik* 2003; 12: 73-77
53. Dale, H.H., Schuster, E.H.J. A double perfusion-pump. *The Journal of Physiology* 1928; 64: 356-364
54. Dixon, W.E. A simple perfusion apparatus. *Journal of Physiology* 1922; 56: 40-42
55. Friedmann, E. Zur Technik der Durchströmung überlebender Organe. *Biochemische Zeitschrift* 1910; 27: 87-96
56. Kingsbury, F.B. A perfusion pump. *Journal of Biological Chemistry* 1916; 28: 167-173
57. Koehler, A.E. A simplified apparatus for constant rate injections. *Journal of Laboratory and Clinical Medicine* 1940; 26: 383-385
58. von Skramlik, E. Ein Apparat zur Durchströmung der Leber. *Pflügers Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere* 1920; 180: 1-24
59. von Skramlik, E. Eine Methode zur künstlichen Durchströmung der Milz. *Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere* 1922; 194: 118-122
60. Böttcher, W., Merkle, F., Weitkemper, H.H. History of extracorporeal circulation: The invention and modification of blood pumps. *J Extra Corpor Technol* 2003; 35: 184-191
61. von Issekutz, B. Beiträge zur Wirkung des Insulins. II. Mitteilung: Insulin-Adrenalin-Antagonismus. *Biochemische Zeitschrift* 1927; 183: 283-297
62. Fleisch, A. Ein automatisch regulierender Durchblutungsapparat mit fortlaufender Registrierung der Durchblutungsgeschwindigkeit. In: Abderhalden E, ed. *Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden*. Vol. Abt. V, Teil 8, Heft 8. Berlin-Wien: Urban & Schwarzenberg, 1935: 1007-1026
63. Haas, G. Die Methodik der Blutausschwung (Dialysis in vivo). *Abderhaldens Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden*. Vol. 8. Berlin, Wien: Urban & Schwarzenberg, 1935: 717-754
64. Beck, A. Zur Technik der Bluttransfusion. *Klinische Wochenschrift* 1924; 3: 1999-2001
65. Beck A. Über Bluttransfusion. *Münchener Medizinische Wochenschrift* 1925; 72: 1232-1236
66. DeBailey, M. A simple continuous-flow blood transfusion instrument. *New Orleans Medical and Surgical Journal* 1934; 87: 386-389
67. DeBailey, M.E. John Gibbon and the heart-lung machine: a personal encounter and his import for cardiovascular surgery. *Ann Thorac Surg* 2003; 76: S2188-94
68. Saxton, G.A., Andrews, C.B. An ideal heart pump with hydrodynamic characteristics analogous to the mammalian heart. *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs* 1960; 6: 288-291
69. Böttcher, W., Merkle, F., Weitkemper, H.H. History of extracorporeal circulation: The conceptual and developmental period. *J Extra Corpor Technol* 2003; 35: 172-183
70. Kolff, W.J., Berk, H.T.J. The artificial kidney: a dialyser with a great area. *Acta Medica Scandinavica* 1944; 117: 121-134
71. Kolff, W.J., Balzer, R. The artificial coil lung. *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs* 1955; 1: 39-42
72. Kolff, W.J., Effler, D.B. Disposable membrane oxygenator (heart-lung machine) and its use in experimental and clinical surgery while the heart is arrested with potassium citrate according to Melrose technic. *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs* 1956; 2: 13-17
73. Delorme, E.J. Experimental cooling of the blood-stream. *Lancet* 1952; 2: 914-915
74. Boerema, I.A., Wildschut, W.J., Schmidt, J.H., Brokhuysen, L. Experimental researches into hypothermia as an aid in the surgery of the heart. *Arch. Chir. Neerl.* 1951; 3: 25-34
75. Juvenelle, A.A., Lind, J., Wegelius, C. A new method of extracorporeal circulation. Deep hypothermia combined with artificial circulation. *American Heart Journal* 1954; 47: 692-736
76. Sealy, W.C., Brown, I.W. Jr., Young, W.G. Jr. A report on the use of both extracorporeal circulation and hypothermia for open heart surgery. *Annals of Surgery* 1958; 147: 603-613
77. Hooker, D.R. On the recovery of the heart in electric shock. *American Journal of Physiology* 1929; 91: 305-328
78. Ringer, S. A further contribution regarding the influence of the different constituents of the blood on the contraction of the heart. *Journal of Physiology* 1883; 4: 29-42
79. Lam, C.R., Gahagan, T., Mota, C., Green, E. Induced cardiac arrest (cardioplegia) in open heart surgical procedures. *Surgery* 1958; 43: 7-13
80. Melrose, D.G., Dreyer, B., Bentall, H.H., Baker, J.B.E. Elective cardiac arrest. *Lancet* 1955; 2: 21-22
81. Gehl, H. Hämodynamische Veränderungen bei Anwendung eines künstlichen Herzstillstandes. *Langenbecks Archiv für Klinische Chirurgie* 1959; 292: 678-681
82. Cordell, A.R. Milestones in the development of cardioplegia. *Ann Thorac Surg* 1995; 60: 793-6
83. Sealy, W.C., Young, W.G. Jr., Brown, I.W. Jr., Lesage, A., Callaway, H.A. Jr., Harris, J.S., Merritt, D.H. Potassium, magnesium and neostigmine for controlled cardioplegia. Studies on the dog using extracorporeal circulation and hypothermia. *Archives of Surgery* 1958; 77: 33-38
84. Helmsworth, J.A., Kaplan, S., Clark, L.C. Jr., McAdams, A.J., Mathews, E.C., Edwards, F.K. Myocardial injury associated with asystole induced with potassium citrate. *Annals of Surgery* 1959; 149: 200-206
85. McFarland, J.A., Thomas, L.B., Gilbert, J.W., Morrow, A.G. Myocardial necrosis following elective cardiac arrest induced with potassium citrate. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 1960; 40: 200-208
86. Gay, W.A. Jr. Potassium-induced cardioplegia: evolution and present status. *Ann Thorac Surg* 1989; 48: 441-3
87. Gay, W.A. Jr., Ebert, P.A. Functional, metabolic, and morphologic effects of potassium-induced cardioplegia. *Surgery* 1973; 74: 284-90
88. Tyers, G.F., Hughes, H.C. Jr., Todd, G.J., Williams, D.R., Andrews, E.J., Prophet, G.A., Waldhausen, J.A. Protection from ischemic cardiac arrest by coronary perfusion with cold Ringer's lactate solution. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1974; 67: 411-8
89. Laks, H., Barner, H.B., Kaiser, G. Cold blood cardioplegia. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1979; 77: 319-22
90. Brodie, T.G. The perfusion of surviving organs. *The Journal of Physiology* 1903; 29: 266-272
91. Bock, J. Ein Apparat zu Infusionsversuchen. *Archiv für experimentelle Pathologie und Pharmakologie* 1907; 57: 177-182
92. Skutul, K. Über Durchströmungsapparate. *Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere* 1908; 123: 249-273
93. von Euler, U.S., Heymans, C. An oxygenator for perfusion experiments. *Journal of Physiology* 1932; 74: (Proc.) 2P-3P
94. Carrel, A., Lindbergh, C.A. *The Culture of Organs*. New York: Paul B. Hoeber (Hamish Hamilton Med. Books. London), 1938
95. Gibbon, M. Personal recollections of the earliest years of the development of the heart-lung machine. *Journal of Extracorporeal Technology* 1978; 10: 77-88
96. Schwiegk, H. Wiederbelebung durch einen künstlichen Kreislauf. *Klinische Wochenschrift* 1946; 24/25: 104-111
97. Jongbloed J. The mechanical heart lung system. *Surgery Gynecology & Obstetrics* 1949; 89: 684-691
98. Dennis, C. Perspective in review. One group's struggle with development of a pump-oxygenator. *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 1985; 31: 1-11

2. Anatomie und Physiologie

Anatomie und Physiologie des Herzens

J. Leon-Wyss, S. P. Hoerstrup

I. Anatomie des Herzens

1. Topographie des Herzens

Herz und Perikard liegen im unteren mittleren Mediastinum. Das Mediastinum spannt sich zwischen Wirbelsäule und Brustbein (Sternum) aus und ist beiderseits durch das Lungenfell (Pleurae mediastinales) begrenzt. Die untere Begrenzung stellt das Zwerchfell dar, und die obere Grenze bildet die obere Thoraxapertur.

Die Bestimmung der Herzlage ergibt sich aus der Herzlängsachse, die von der Herzspitze zur äußersten Grenze des rechten Vorhofs reicht. Sie verläuft in situ schräg, da sie mit allen 3 Körperebenen (Sagital- Longitudinal und Transversalebene) jeweils einen Winkel von 45° bildet. Somit kommt die Herzbasis rechts oben hinten und die Herzspitze links unten vorn zu liegen. Außerdem ist das Herz in der Art gedreht, dass die Vorderseite (Facies sternocostalis) fast ausschließlich vom rechten Ventrikel gebildet wird. Auf der dem Zwerchfell zugewandten Unterseite (Facies diaphragmatica) treffen sich rechte und linke Herzkammer. Die Herzspitze befindet sich bei mittlerer Atemlage im 5. Interkostalraum links in der Medioklavikularlinie. Der linke Vorhof befindet sich im dorsalen Bereich des Mediastinums, der rechte hingegen im vorderen Bereich.

Enge topographische Beziehungen weist das Herz zur Lunge auf, da es in der Incisura cardiaca der linken Lunge liegt. Hierdurch ist das Herz auf der Vorderseite teilweise von lufthaltigem Lungengewebe bedeckt. Eine weitere Nachbarschaftsbeziehung des Herzens ist die Speiseröhre (Oesophagus), die sich dem linken Vorhof nur durch den Herzbeutel getrennt anlagert. Seitlich verlaufen über den Herzbeutel der Nervus phrenicus und die Vasa-pericardiacophrenica (Rohen 1992, Schiebeler 1995).

2. Das Herz (Cor)

Das Herz ist ein muskuläres Hohlorgan, welches die Blutbeförderung im Kreislauf des Organismus gewährleistet. Das Volumen des Herzens entspricht ungefähr der geschlossenen Faust des Menschen, Das Gewicht beträgt 250-350 g (Rohen 1992).

2.1 Perikard (Herzbeutel)

Der das Herz umgebende Beutel besteht aus 2 Schichten: Einer fibrösen äußeren Schicht und einer serösen Innenschicht. Diese Innenschicht wiederum verfügt über 2 Blätter (viszerale und parietale Blatt), zwischen denen sich ein mit seröser Flüssigkeit gefüllter Spaltraum (Cavitas pericardialis) befindet. Der Übergang vom viszeralen auf das parietale Blatt erfolgt auf der Oberfläche der großen Gefäße.

Der Herzbeutel ist zu beiden Seiten durch lockeres Bindegewebe mit dem Lungenfell (Pleurae mediastinales) verbunden. Die Perikardbasis ist an der Durchtrittspforte der unteren Hohlvene (Vena cava inferior) mit dem zentralen Teil (Centrum tendineum) des Zwerchfells verwachsen. Vorne befestigen straffe Faserzüge das Perikard mit der Sternumunterseite, und oben verbindet eine Membran (Membrane bronchopericardiaca) den Herzbeutel mit den Atemwegen (Rohen 1992, Waldeyer 1993).

2.2 Die Gestalt des Herzens: Abbildungen 1, 2

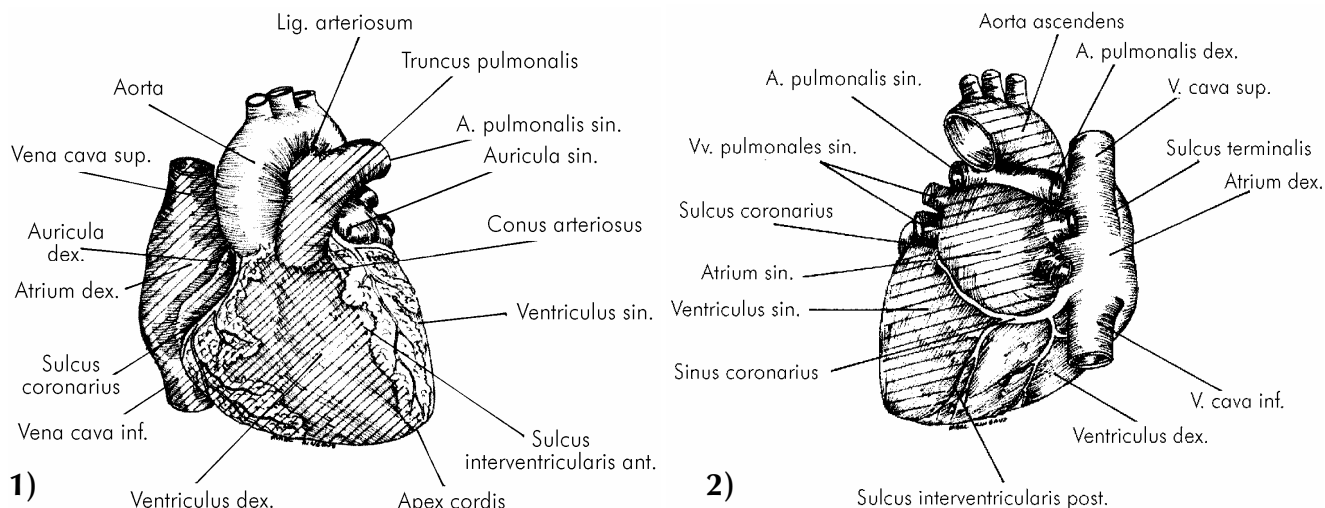
Die Grundfläche des Herzens (Herzbasis) ist nach rechts hinten oben und die Herzspitze (Apex) ist nach links vorne unten gerichtet. Als Namen der 3 Flächen des kegelförmigen Herzens ergeben sich gemäß den angrenzenden anatomischen Strukturen (Sternum, Zwerchfell, Lungen) die Facies sternocostalis, Facies diaphragmatica und Facies pulmonalis. Die Grenze zwischen Vorhöfen und Kammern (Kappenebene) ist äußerlich durch den Sulcus coronarius gekennzeichnet. Linker und rechter Vorhof besitzen blind-sackartige Ausbuchtungen, sogenannte Herzohren (Auriculae cordis). Äußere Grenzen zwischen den beiden Herzkammern stellen der Sulcus interventricularis anterior bzw. posterior dar, die sich rechts seitlich der Herzspitze in einer Incisur (Incisura apicis cordis) treffen. Die Herzspitze konstituiert sich aus der Muskulatur des linken Ventrikels, der insgesamt den größten Teil der Herzunterseite (Facies diaphragmatica) einnimmt.

Die Lage der Gefäßstämme (Truncus pulmonalis, Aorta, Vena cava superior und inferior, Venae pulmonales) ist in situ wie folgt:

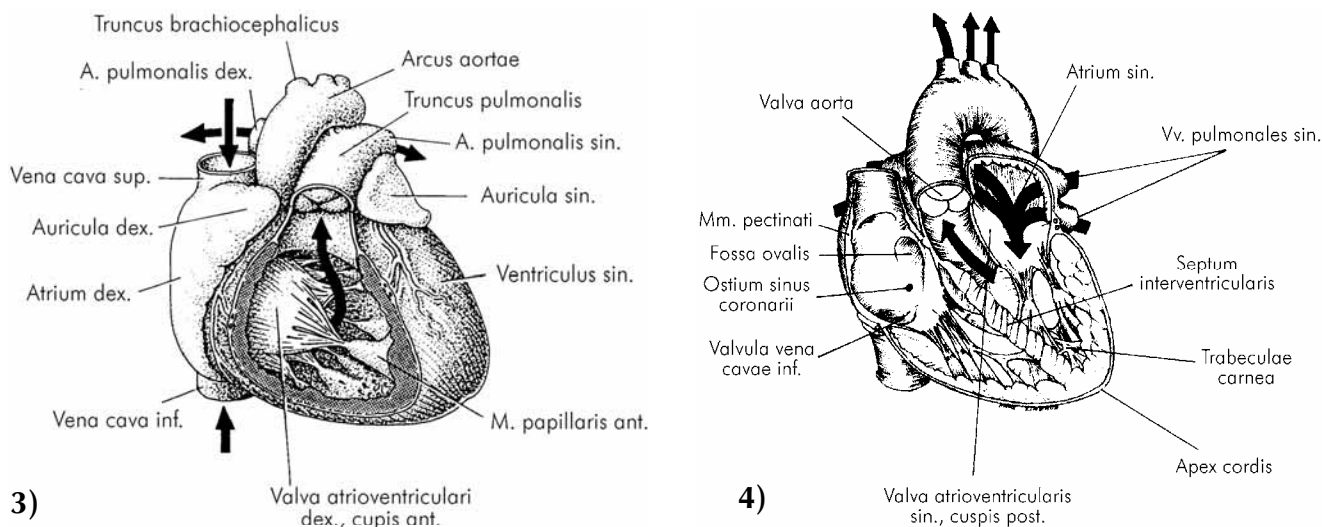
Die Verlaufsrichtung der Hohlvenen (Vena cava inferior resp. superior) liegt in einer vertikalen Achse; der Stamm der Pulmonalarterie (Truncus pulmonalis) liegt ventral links von der Aortenwurzel. Als Relikt des fetalen Kreislaufs findet sich als Verbindung zwischen Pulmonalisstamm und Aortenbogen eine ligamentöse Verbindung (Lig. arteriosum = obliterierter Ductus arteriosus). Die Pulmonalvenen (i.d.R. 4) erreichen seitlich den linken Vorhof und bilden durch ihren horizontalen Verlauf mit den Hohlvenen das sogenannte Venenkreuz (Rohen 1992, Schiebeler 1995, Martin 1985, Lippen 1993).

2.3 Die Herzbinnenräume und Herzklappen: Abbildungen 3, 4

Das Herz gliedert sich, unterteilt durch eine Herzscheidewand (Septum), in eine linke (Körperkreislauf) und rechte (Lungenkreislauf) Hälfte, welche jeweils in einen Vorhof (Atrium) und eine Kammer (Ventriculus) unterteilt ist.



Abbildungen 1 und 2:
Die Gestalt des Herzens



Abbildungen 3 und 4:
Binnenräume und Klappen des Herzens

2.3.1 Rechter Vorhof (Atrium dextrum)

In den rechten Vorhof münden die venösen Blutströme aus dem Körperkreislauf: Vena cava superior und inferior, darüber hinaus die Herzvenen, die via Koronarsinus (Sinus coronarius) das venöse Blut aus der Wand des Herzens in den Vorhof leiten. Die Vorhofwand zwischen den beiden Hohlvenen ist glatt. Jenseits der Crista terminalis (entsprechend dem äußeren Sulcus terminalis) weist die Innenwand ein kammförmiges Relief auf, welches sich aus Muskelbalkchen (Mm. pectinati) zusammensetzt und vor allem das rechte Herzhorn auskleidet. Das Vorhofseptum (Septum interatriale) bildet die mediale Begrenzung des rechten Atriums. Hier befindet sich als Rest des Fetalkreislaufes (Foramen ovale) die Fossa ovalis, die von einem Muskelwulst (Limbus fossae ovalis) eingerahmt wird.

2.3.2 Trikuspidalklappe (Valva atrioventricularis dextra): Abbildung 5

Die Trikuspidalklappe bildet die Grenze zwischen rechtem Vorhof (Atrium) und Kammer (Ventriculus) (= Atrioventrikularklappe) und besteht aus 3 Segelklappen (= tricuspid), die von Sehnenfäden (Chordae tendineae) gehalten werden. Durch die Klappenöffnung (Ostium atrioventriculare) gelangt das Blut zwischen den freien Rändern der Segel in die rechte Kammer.

2.3.3 Rechte Kammer (Ventriculus dexter)

Der rechte Ventrikel weist eine relativ (im Vergleich zum linken Ventrikel) dünne muskuläre Wand auf. Die Innenwand ist durch kleine Muskelbalkchen (Trabeculae carnae) schwammartig gestaltet. Darüber hinaus finden sich 3 Papillarmuskeln (Mm. papillares anterior posterior und septalis), welche über Sehnenfäden (Chordae tendineae)

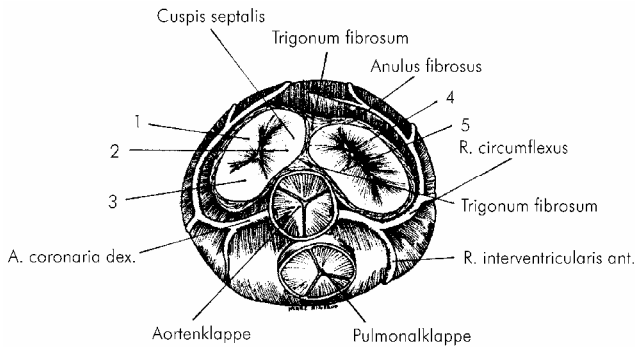


Abbildung 5:
Herzklappen

an den Segelklappen anhaften und diese (während der Systole) vor einem Prolaps bewahren. Die Kammerscheidewand (Septum interventriculare) ist unterhalb der Klappenebene relativ glatt und wölbt sich leicht in das Ventrikellumen vor. Die Einstromungsbahn (sauerstoffarmes Blut aus dem Körperkreislauf) der rechten Kammer biegt an der Herzspitze spitzwinklig in die Ausströmungsbahn um und endet im arteriellen Konus (Conus arteriosus), welcher sich in den Stamm der Pulmonarterien (Truncus pulmonalis) fortsetzt.

2.3.4 Pulmonalklappe (*Valva trunci pulmonalis*)

Den Übergang des rechten Ventrikels in den Truncus pulmonalis bildet die Pulmonalklappe. Sie konstituiert sich aus 3 halbmondförmig membranartigen Taschen (Valvula semilunaris anterior, dexter und sinister), die „schwalbennestartig“ aus der Wand entspringen und deren verdickte freie Ränder einen optimalen Klappenschluss gewährleisten.

2.3.5 Linker Vorhof (*Atrium sinistra*)

In den linken Vorhof münden aus der Lunge (mit sauerstoffreichem Blut) die Lungenvenen (Vv. pulmonales). Die Vorhofwand ist relativ dünnwandig und glatt und weist lediglich im linken Herzohr (Auricula sinistra) bedingt durch trabekuläre Muskeln (Mm. pectinati) ein Innenrelief auf. Als Relikt des Fetalkreislaufes findet sich am Vorhofseptum (als Gegenstück zur Fossa ovalis der rechten Vorhofseptumseite) ein membranartiger Klappenrest (Valvula foraminis ovalis).

2.3.6 Mitralklappe (*Valva atrioventricularis sinistra*)

Die Mitralklappe ist im Aufbau der Trikuspidalklappe vergleichbar, besteht jedoch nur aus zwei Klappensegeln (Cuspis anterior und posterior), welche ebenfalls durch zwei Papillarmuskeln vor einem Zurückschlagen in den Vorhof gehindert werden.

2.3.7 Linke Kammer (*Ventriculus sinister*)

Die linke Herzkammer ist im Vergleich zur rechten wesentlich muskelstärker. Das Innenrelief bilden die Muskelbälkchen (Trabeculae corneae) sowie die beiden Papillarmuskeln (M. papillaris anterior und posterior). Beide dienen mit den Sehnenfäden (Chordae tendineae) der Befestigung der Mitralklappe. Die Einstromungsbahn (sauerstoffreiches Blut aus der Lunge) biegt an der Herzspitze in die

Auströmungsbahn um und leitet das Blut via Aortenklappe in den Körperkreislauf.

2.3.8 Aortenklappe (*Valva aortae*)

Die Aortenklappe ist vom Aufbau wie die Pulmonalklappe eine Taschenklappe mit 3 halbmondförmigen Taschensegeln (Valvula semilunaris dextra, sinistra und posterior). Oberhalb der Anstanzstelle dieser Taschensegel buchtet sich die Aortenwand aus und bildet den Aortensinus (Sinus aortae). Hier findet sich die Ursprungsstelle der beiden Koronararterien (A. coronaria sinistra und dextra). Von außen betrachtet wird dieser Aortenbereich als Bulbus aortae bezeichnet, welcher in den aufsteigenden Teil des Aortenbogens (Pars ascendens aortae) übergeht (Schiebler 1995, Martin 1985, Lippert 1993, Woldeyer 1993).

2.4 Herzkranzgefäße: Abbildung 6

Das Herz muss als Dauerleistungsorgan mit lebenslanger Tätigkeit und z. T. körperlichen Höchstleistungen über eine adäquate Sauerstoffversorgung verfügen. Diese wird von der linken und rechten Koronararterie (Aa. coronariae) gewährleistet. Obwohl zwischen den Endverzweigungen der Koronararterien zahlreiche Verbindungen bestehen, reichen diese für einen ausreichenden Umgehungskreislauf nicht aus. Es handelt sich also um funktionelle Endarterien d.h. ein Arterienverschluss führt zu einem Untergang der im Versorgungsgebiet liegenden Muskulatur (Infarkt).

2.4.1 Linke Koronararterie (*A. coronaria sinistra*)

Sie entspringt im Aortensinus oberhalb des freien Randes der linken Aortenklappe, verläuft zwischen linkem Herzohr und Pulmonalisstamm nach vorn und teilt sich auf in den Ramus interventricularis anterior und den Ramus circumflexus. Von diesen gehen verschiedene kleinere Äste ab (Ramus lateralis R. septalis, etc.) welche in Form funktioneller Endarterien das Myokard versorgen. Das Versorgungsgebiet der linken Koronararterie ist im Normalfall der linke Vorhof, die Wand des linken Ventrikels einschließlich eines Großteils des Septums und ein kleiner Teil der Vorderwand der rechten Kammer.

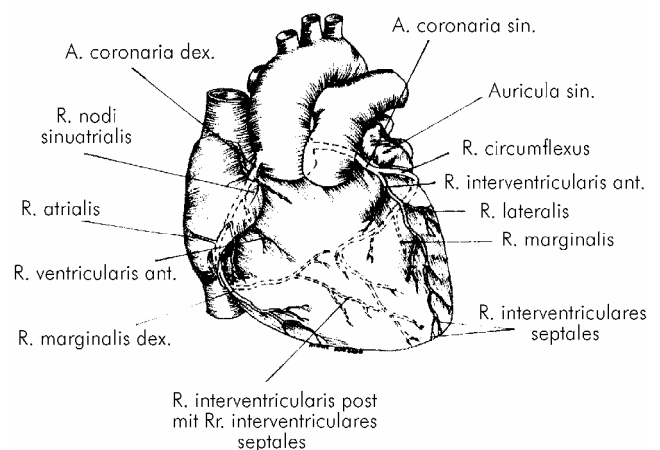


Abbildung 6:
Herzkranzgefäße