

Forschung und Entwicklung in der modernen Herzchirurgie : Beiträge und Aufgaben aus der Elektrotechnik

Autor(en): **Schilt, W.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses**

Band (Jahr): **75 (1984)**

Heft 15

PDF erstellt am: **12.07.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-904428>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Forschung und Entwicklung in der modernen Herzchirurgie

Beiträge und Aufgaben aus der Elektrotechnik

W. Schilt

In einem kurzen Rückblick wird die biotechnologische Entwicklung, die zur modernen offenen Herzchirurgie führte und den Weg für den Bau und Einsatz von mechanischen Kreislaufhilfen bzw. des künstlichen Herzens eröffnete, skizziert. Das besondere Problem der Steuerung solcher Geräte wird an Beispielen ausgeführt.

L'évolution biotechnologique dans le domaine de la chirurgie cardiaque moderne est exposée, ainsi que les voies qui ont amené l'apparition des systèmes d'assistance circulatoire et du cœur artificiel. Quelques exemples démontrent les problèmes spécifiques sur le plan électrotechnique.

1. Einleitung

Dreissig Jahre sind vergangen, seit es Gibbon [1] erstmals gelang, das Herz einer jungen Patientin stillzulegen, zu öffnen und einen Defekt unter Sicht zu operieren. Voraussetzung für diesen Eingriff war eine Überbrückung der ausgefallenen Herz-Lungen-Tätigkeit durch eine Herz-Lungen-Maschine für die Dauer der Intervention. Mit der Entwicklung dieses Gerätes hatte sich das Ehepaar Gibbon fast zwei Jahrzehnte beschäftigt. In zahllosen Tierversuchen waren die Probleme untersucht worden, die sich bei der Passage des Blutes ausserhalb des natürlichen Gefässsystems ergaben, bevor die erste erfolgreiche Anwendung am Menschen gelang. Sie bedeutete den Beginn der offenen, modernen Herzchirurgie.

Elektrotechnische Fragen oder Hilfsmittel standen zu diesem Zeitpunkt hinter biomechanischen zurück. Heute mutet es fast anekdotisch an, dass der von Lindbergh und Carrel [2] aufgebaute Organ-Perfusator, der für die Entwicklung späterer Perfusionsysteme und Herz-Lungen-Maschinen richtunggebend sein sollte, als einziges elektrisches Element einen Motor zur Betätigung eines einfachen Ventils enthielt: Als Ingenieur hat sich Lindbergh, der Atlantik-Überflieger, mit dem experimentellen Chirurgen und Nobelpreisträger Carrel zusammengesetzt, um ein System mit eindeutig hydromechanischem Schwerpunkt zu entwickeln (Fig. 1).

Wenn wir heute eine Weiterentwicklung dieses Gerätes, beispielsweise das Modell eines künstlichen Herzens, betrachten, so nimmt hier die Elektrotechnik einen ganz anderen Stellenwert ein. Das Blockschema der Steuereinheit für das künstliche Herz, wie es Akutsu [3] verwendete, stellt bereits eine recht komplizierte elektronische Steuer-Regel-Einheit dar, eine wesent-

liche Voraussetzung für die korrekte Funktion des Gerätes. Neuere Typen arbeiten mit Rechnerunterstützung. Dass die wichtigen Entwicklungen in Richtung mechanischer Kreislaufhilfen bzw. des künstlichen Herzens mit der Entdeckung des Transistors zusammenfallen, dürfte kaum zufällig sein, hat doch die Halbleitertechnik den Bau der dafür notwendigen Kontroll-, Steuer- und Regelkreise erst ermöglicht.

Der Weg in die Zukunft scheint sich bereits abzuzeichnen: Das Problem des künstlichen Organersatzes dürfte die anderen biotechnologischen Aufgaben in der Herzchirurgie dominieren, wobei allerdings die Fragen der Biomaterialien, der Biomechanik und -energetik sowie weiterer Sektoren der biomedizinischen Technik ebenfalls damit verbunden sind. Forschung und Entwicklung in diesem Bereich stehen heute und in der Zukunft im Zeichen der interdisziplinären Kommunikation und engen Zusammenarbeit. Im Gegensatz zur Situation vor 30 Jahren hat die Elektrotechnik auf dem Gebiet der Herzchirurgie einen wichtigen Bei-

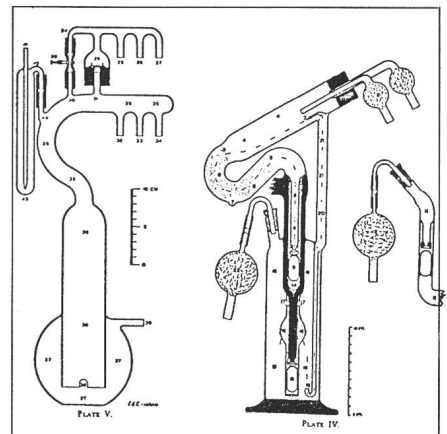


Fig. 1 Hauptelemente des Organ-Perfusators nach Carrel-Lindbergh, mit denen das Überleben kleiner Körperteile unter künstlichen Bedingungen erreicht wurde.

Adresse des Autors

Dr. med. W. Schilt, Leiter Exp. Chir. Station Inselspital der Universität Bern, 3010 Bern.

trag zu leisten. Das Ziel dieses Artikels soll sein, die Entwicklung von der Herz-Lungen-Maschine bis zu den mechanischen Kreislaufhilfen kurz zu umreißen, und die Aufgaben elektrotechnischer Natur am Beispiel der Regelung und Steuerung eines künstlichen Herzens anzudeuten.

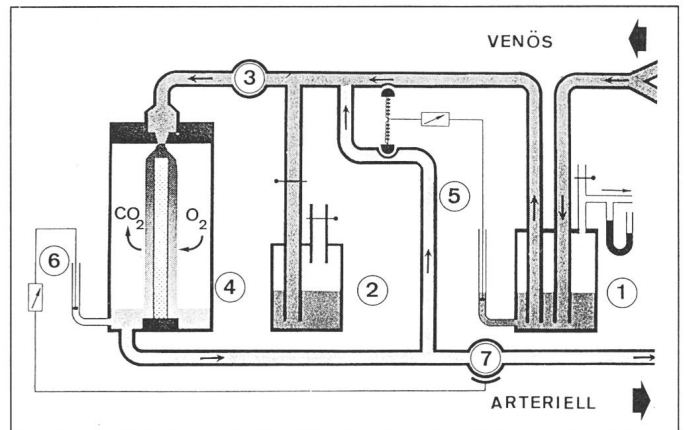
2. Problemstellung

Moderne Herzchirurgie, wie wir sie heute verstehen, bedeutet eine mehr oder weniger lange Unterbrechung der normalen Pumpfunktion des Herzens. Sie gestattet die Eröffnung der Herzhöhlen und der grossen Blutgefässe im praktisch blutfreien Operationsfeld und damit die Vornahme gezielter chirurgischer Eingriffe unter Sicht und ohne wesentlichen Zeitdruck. So können erkrankte Herzklappen gerichtet oder ersetzt, angeborene Missbildungen korrigiert und erworbene Schäden, wie sie zum Beispiel ein schwerer Herzinfarkt mit sich bringt, behandelt werden.

Während der Stilllegung des Herzens muss der Blutkreislauf im Organismus mit Hilfe der Herz-Lungen-Maschine aufrechterhalten werden, damit nicht die Körpergewebe wegen einer mangelhaften Blutversorgung irreversible Schädigungen erleiden. Herzerkrankungen, die weder chirurgisch noch medikamentös in einem genügenden Mass zu beeinflussen sind, führen häufig zu Herzschwächen mit lebensbedrohlichen Formen. In diesen Fällen steht das Versagen der Pumpfunktion des Herzens im Vordergrund, und es gilt in erster Dringlichkeit diese zu unterstützen oder gar zu ersetzen. Grundsätzlich eignen sich dazu Apparaturen wie die Herz-Lungen-Maschine. Allerdings wird in den meisten Fällen der Lungen-Teil nicht benötigt, weil die natürliche Lunge des Patienten ihre Funktion noch erfüllt. Ausserdem hat die Erfahrung gezeigt, dass die Herz-Lungen-Maschinen nur im Bereich von einigen Stunden gefahrlos einzusetzen sind. Über diesen Zeitraum hinaus erfahren die Blutbestandteile durch ihren Kontakt mit den Elementen des künstlichen Kreislaufs so schwere Veränderungen, dass lebenswichtige Funktionen, wie z. B. Blutgerinnung, Infektabwehr oder Gasaustausch nicht mehr gewährleistet sind.

Geräte, welche die geschwächte Pumpfunktion eines Herzens vorübergehend zu unterstützen haben, werden mechanische Kreislaufhilfen, solche, die zum vollständigen und damit auch

Fig. 2
Herz-Lungen-
Maschine nach
Gibbon-Mayo



dauernden Ersatz des Organs vorgesehen sind, künstliche Herzen genannt.

Etwas verallgemeinernd ausgedrückt, stellen sie Weiterentwicklungen der ursprünglichen Idee dar, den Blutkreislauf mit künstlichen, d.h. technischen Mitteln aufrechtzuerhalten.

3. Herz-Lungen-Maschinen

Herz-Lungen-Maschinen sind künstliche Nebenschlüsse für die Blutzirkulation, die im zuführenden Schenkel Venenblut aufnehmen, mit Hilfe von Oxygenatoren, die einer künstlichen Lunge entsprechen, von der überschüssigen Kohlensäure befreien, den verbrauchten Sauerstoff ersetzen und schliesslich ein aufbereitetes, dem Arterienblut entsprechendes Äquivalent im abführenden Schenkel zur Verfügung stellen. Der Weg ausserhalb des Körpers verläuft in künstlichen Gefässen, zumeist Schläuchen aus Silikon-gummi, die günstige Oberflächeneigenschaften gegenüber Blutbestandteilen aufweisen. Der Antrieb der Blutsäule erfolgt mit mechanischen Pumpen, die der entsprechenden Herzfunktion Genüge tun, und Ventilsystemen, die den Aufbau eines Hochdrucksystems und den gerichteten Fluss ermöglichen.

In der Figur 2 ist ein Modell der von Gibbon benutzten Apparatur schematisch dargestellt (Gibbon-Mayo-Typ): Venöses Blut vom Patienten gelangt mit Hilfe eines kontrollierten Unterdrucks ins venöse Reservoir (1). Die Umwälzpumpe (3) mit konstanter Drehzahl fördert Blut in den Oxygenator (4), wobei der Kurzschluss (5) bei tiefem Pegel im venösen Reservoir (1) geöffnet wird. Ein von aussen zugängliches Reservoir (2) erlaubt das Einbringen von Blut-, Blutersatz, Medika-

menten usw. Es gestattet den Volumenabgleich, unabhängig vom Zufluss seitens des Patienten.

Im künstlich erstellten Atemgasmilieu des Oxygenators (4), durch das venöses Blut in einer dünnen Schicht fliesst, erfolgt der Gasaustausch. Den dominierenden Teil des Regelkreises stellt die arterielle Pumpe (7) dar, die arterialisiertes Blut entsprechend dem Bedarf des Patienten fördert. Dabei bewirkt sie den Übergang vom venösen Tiefdruck- ($1/50$ bar) ins arterielle Hochdrucksystem ($1/5$ bar).

Die Niveau-Regulatoren (6) sorgen einerseits für den Pegelgleichstand zwischen dem venösen Reservoir (1) und dem Oxygenator (4) und verhindern andererseits das Schöpfen von Luft durch die Pumpe (7), falls der Oxygenator durch eine Panne vollständig entleert werden sollte. Damit kann das Auftreten einer fatalen Luftembolie ausgeschlossen werden.

Moderne Herz-Lungen-Maschinen haben vom technologischen Fortschritt und der klinischen Erfahrung profitiert. Sie sind zuverlässiger, bequemer und vor allem viel kleiner geworden. Die grosse Anzahl Geräte, die der Markt heute anbietet, erlaubt in diesem Rahmen keine eingehende Darstellung. Wesentlich ist jedoch, dass Aufgaben und Funktionen, trotz völlig anderer äusserer Erscheinung, nicht von denjenigen des dargestellten Gibbon-Modells abweichen.

4. Mechanische Kreislaufhilfen

Zu der Gruppe der mechanischen Kreislaufhilfen gehören all jene Apparaturen, die eine akute Herzschwäche für den Zeitraum von Tagen zu überbrücken vermögen. In den meisten Fällen betrifft das Pumpversagen den

linken Ventrikel, also die muskelkräftigere der beiden Herzkammern, die für den Aufbau des normalen Blutdruckes und damit für die Erhaltung des Blutkreislaufs im Arteriensystem verantwortlich ist. Die Ursache liegt zumeist in der ungenügenden Blutversorgung des Herzmuskels, der dabei in mehr oder weniger grossem Ausmass geschädigt wird. Dieses Krankheitsbild wird Herzinfarkt genannt.

Der Mangel durchblutung liegt häufig eine arteriosklerotische Verengung der Herzkranzgefässe zugrunde, die sich als klare Querschnittsverminderung oder als eine Abnahme der Dehnbarkeit der Arterienwand äussert. Als Folge vermag das Sauerstoffangebot an die Herzmuskelzelle dem Bedarf nicht mehr zu genügen. In dieser Situation können mechanische Kreislaufhilfen von zwei Seiten einwirken:

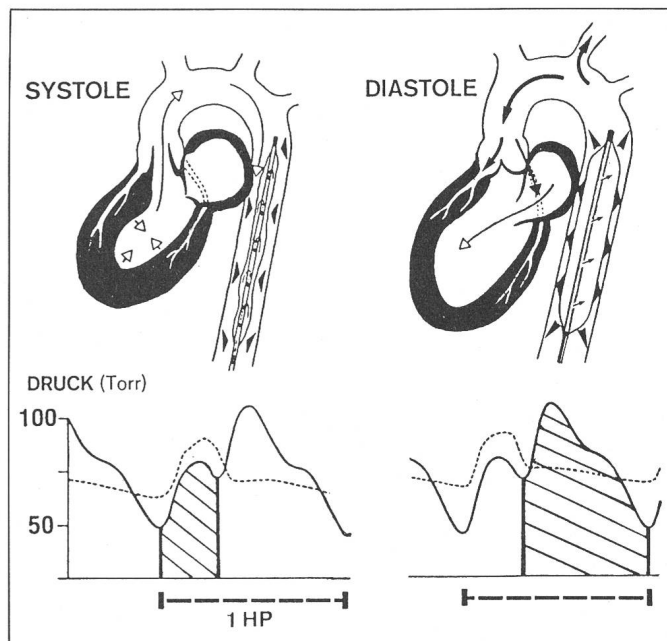
1. Verminderung der Sauerstoffnachfrage durch Entlastung des Herzmuskels
2. Erhöhung des Sauerstoffangebots durch bessere Perfusion der Herzkranzgefässe.

Zur Erzielung dieser Effekte machen sich die Mehrzahl der klinisch angewandten Systeme das Prinzip der Gegenpulsation (Counterpulsation) zunutze. Es geht auf ein Experiment zurück, das die Gebrüder *Kantrowitz* 1953 beschrieben haben [4] und kann wie folgt zusammengefasst werden:

Ein normaler Herzzyklus gliedert sich, was die Ausflussbahnen der Herzkammern anbetrifft, in eine Austreibungsphase (Systole) und eine Füll- bzw. Abströmphase (Diastole). Das zeitliche Verhältnis von Systole zu Diastole entspricht dabei etwa 1:2, oder auf eine Pulsfrequenz von 60 pro min bezogen, etwa $\frac{1}{3}$ s zu $\frac{2}{3}$ s. Mit Beginn der Diastole wird die Ausflussbahn der linken Herzkammer, das heisst die Hauptschlagader und deren Abzweigungen, durch ein Rückschlagventil (Aortenklappe) hämodynamisch von der linken Kammer getrennt. Mit andern Worten kommt das ganze, pro Schlag ausgeworfene Blutvolumen via arterielle Strombahn den Körperorganen zugute; die Aortenklappe schliesst einen Rückfluss zur linken Herzkammer aus.

Eine künstlich erzeugte Druckerhöhung während der Diastole vergrössert den Blutfluss zu den wichtigen Körperorganen, vor allem aber über die Herzkranzgefässe zum Herzmuskel selbst. Wird dagegen kurz vor Öffnung der Aortenklappe und mit Einleitung

Fig. 3
Hämodynamische
Auswirkungen der
intraortalen
Ballonpumpe und
Funktionsprinzip der
Gegenpulsation
HP Herzperiode



der Systole der Druck in der Aorta künstlich gesenkt, so liegt für den linken Ventrikel ein geringerer Auswurf-widerstand und damit eine kleinere Arbeitsbelastung vor.

Durch diese künstliche, im Gegenteil zur normalen erzeugte Pulsation (Gegenpulsation) erreicht man die eingangs beschriebenen Effekte der Entlastung bzw. der verbesserten Perfusion des Herzmuskels und damit eine Stabilisierung des Gleichgewichts zwischen Sauerstoffnachfrage und -angebot auf der Ebene Herzmuskelzelle. Sie bildet die Grundlage zum Unterbruch bzw. zur Regeneration eines Infarktgeschehens.

Der ersten Realisation einer mechanischen Kreislaufhilfe nach dem Gegenpulsationsprinzip, die 1962 von der *Harken-Gruppe* in Boston veröffentlicht wurde [5], folgten eine Vielzahl von Systemen. Eine besondere Gruppe bilden Geräte, die direkt mit der linken Herzkammer gekoppelt sind und deshalb unter dem Namen Left-Heart-Bypass zusammengefasst werden. Im Unterschied zu den reinen Gegenpulsationseinheiten können sie auch im asynchronen Regime betrieben werden, da sie das ganze Volumenangebot der linken Herzkammer abzuschöpfen vermögen. Im Rahmen dieses Artikels ist ein detaillierter Beschrieb aller übrigen Varianten undenkbar, so dass wir uns zur Illustration des Funktionsprinzips nur mit der Darstellung der ältesten beschäftigen wollen, die bereits bei Tausenden von Patienten bewährte Variante der intraortalen Ballonpumpe.

Diese setzt sich aus einem sogenannten Ballonkatheter, einem pneumatischen Antrieb und einer elektronischen Steuereinheit zusammen. Als Ballonkatheter bezeichnet man einen rund 90 cm langen Kunststoffschlauch mit Kaliber 4 mm, an dessen Ende sich eine etwa 25 cm lange Kunststoffkammer von rund 40 cm³ Fassungsvermögen befindet, die man ungenau als Ballon bezeichnet. Dieser Katheter wird in einem kleinen chirurgischen Eingriff von der Leiste her in die Hauptschlagader des Patienten eingeführt, bis die Spitze einen vorbezeichneten Punkt erreicht hat (Röntgenkontrolle). Ausserhalb des Körpers befindet sich das andere Ende des Ballonkatheters, das mit einem Stecker zum Anschluss an die pneumatische Einheit versehen ist. Aufgrund der Steuerbefehle erfolgt nun die Füllung des Ballons mit Helium bzw. seine Entleerung. Ausschlaggebend für die optimale Funktion ist die korrekte Synchronisation mit dem natürlichen Herzrhythmus, um das Gegenpulsationsprinzip erfüllen zu können. Als Leitsignale dienen charakteristische Komplexe des Kardio-gramms oder des Blutdrucks vor Ort.

Die Figur 3 stellt das Funktionsprinzip schematisch dar. In der oberen Bildhälfte sind die hämodynamischen Effekte an der linken Herzkammer und der Hauptschlagader sowie der Vorgang, wie sich der Ballon im Verlauf der Systole entleert bzw. im Verlauf der Diastole füllt, dargestellt. Darunter sind die dabei auftretenden Blutdruckveränderungen während

einer Herzperiode aufgezeichnet. Die Schraffierung bezeichnet Druck-Zeit-Produkte in den entsprechenden Abschnitten, die den Vergleich zum Ablauf ohne Kreislaufunterstützung gestatten. Der Druckverlauf bei normalen Verhältnissen ist punktiert angedeutet.

5. Künstliche Herzen

Biomedizinisch gesehen stellt das künstliche Herz die logische Weiterentwicklung provisorischer Kreislaufhilfen dar. Eine praktische Realisierung gibt allerdings vielfältige und schwierige Probleme auf, weil es gilt, ein krankes natürliches Herz durch ein künstliches vollständig zu ersetzen, von dem wir eine Funktionstüchtigkeit von mindestens drei Jahren im Dauerbetrieb erwarten. Wenn wir die auftretenden technologischen Probleme zu ordnen versuchen, so könnte von folgenden Gruppen gesprochen werden:

- Biomaterialien (Interfaceprobleme)
- Blutpumpen (Energieerzeugung und Übertragung)
- Steuerung (Erhebung und Rückkopplung von Kontrolldaten)

1957 gelang es *Akutsu* und *Kolff* [6] erstmals, den Kreislauf eines Versuchstieres während Stunden mit einem künstlichen Herzen aufrechtzuerhalten. Vor allem in den Vereinigten Staaten setzte daraufhin eine intensive Forschung auf diesem Gebiet ein, an der sich bald auch europäische Staaten und Japan beteiligten. Sie gründete auf der Tatsache, dass 1960 rund 25% der erwachsenen Amerikaner an Herzerkrankungen litten, die mindestens 2 Mio von ihnen in schwerstem Mass invalidierten. Man stellte fest, dass den allermeisten durch den Einsatz einer künstlichen Kreislaufhilfe oder eines künstlichen Herzens geholfen werden könnte, wenn andere Mittel versagen würden.

Mit leichten Retouchen dürften diese Zahlen und Feststellungen auch für andere zivilisierte Länder gelten.

Unter der Leitung von *F.W. Hastings*, einem unermüdlichen Förderer der Entwicklung auf diesem Gebiet, gründete man 1964 in den USA ein nationales Forschungsprogramm, durch das Forscher verschiedenster medizinischer und technischer Fachrichtungen zur koordinierten Zusammenarbeit geführt werden sollten (Artificial Heart Program NIH). Trotz unerwar-

tet grossem Interesse der Wissenschaftler und beträchtlicher finanzieller Mittel – in der Arbeitsperiode 1964 bis 1970 hatte man 36,5 Mio \$ investiert – konnten nur kleine Fortschritte erzielt werden. Die besonderen Schwierigkeiten lagen auf dem Gebiet der Biomaterialien. Beispielsweise mussten von den 8,2 Mio \$ für 1969 ungefähr 23% für die Entwicklung und Ausprüfung von Konstruktionsmaterialien verwendet werden.

Ernsthafte Probleme stellten sich dort ein, wo es galt, künstliche Oberflächen mit Blut in Berührung zu bringen. Es durften dabei weder Gerinnsel erzeugt noch Blutbestandteile verändert oder zerstört werden. Zudem mussten die Schädigung von Nachbargewebe, die Verursachung von Krebskrankheiten und das Auftreten von allergischen Reaktionen ausgeschlossen werden. Als letzte Auflage sollten die Bestandteile des künstlichen Herzens im aggressiven Milieu des lebenden Organismus während einiger Jahre überdauern. Für einen kürzeren Zeitraum würde sich ein Eingriff weder aus ethischen noch aus finanziellen Gründen rechtfertigen lassen.

Ein erster klinischer Einsatz gelang *Cooley* 1969 in Houston. Bei einem 47jährigen Patienten, der für eine Herzverpflanzung vorgesehen war, entschied er sich bei einer plötzlichen Verschlechterung des Zustandes zum Einbau des künstlichen Herzens, das in der experimentellen Gruppe von *Liotta* und *De Bakey* gleichorts konstruiert und deshalb für einen notfallmässigen Einsatz verfügbar war. Der Kranke überlebte die 64 Stunden bis

zum Eintreffen eines geeigneten Spenderorgans, verstarb aber kurz nach erfolgter Herztransplantation.

Das Vorgehen *Cooleys* hat damals eine Diskussion hervorgerufen. Den Befürwortern musste aber zugute gehalten werden, dass experimentell begründete Aussagen erfüllt, wenn nicht übertroffen worden waren.

Der nächste klinische Einsatz liegt nicht lange zurück und dürfte den meisten Lesern aus den Berichten in den Medien noch gut vertraut sein: *De Vries* in Salt Lake City gelang es am 1. Dezember 1982, einem 61jährigen Zahnarzt, der aufgrund einer viralen Herzmuskelerkrankung kurz vor dem sicheren Tode stand, ein künstliches Herz vom Typ Jarvik 7 einzusetzen und damit den Patienten aus unmittelbarer Todesgefahr zu bringen. Während des Heilverlaufs stellten sich vielfältige und zum Teil unerwartete Komplikationen ein, bis schliesslich der Kranke nach wenigen Monaten aufgrund eines unbeeinflussbaren Infekts verstarb.

Um die Komplexität einer elektrotechnischen Aufgabe im Rahmen des künstlichen Herzens zu beleuchten, möchten wir abschliessend auf eine automatische Steuereinheit eingehen. Wir beschreiben dazu ein Gerät, wie es von *Akutsu* und Mitarbeitern [6] vorgeschlagen wurde. Das elektronische Kontrollsystem verwendet eine Sample-Data-Technik, um Parameter, wie Herzfrequenz, Auswurfleistung, Systolen/Diastolen-Verhältnis und arteriellen Druck, selbständig zu regeln. Mit Hilfe elektronischer Funktionsgeneratoren werden physiologische

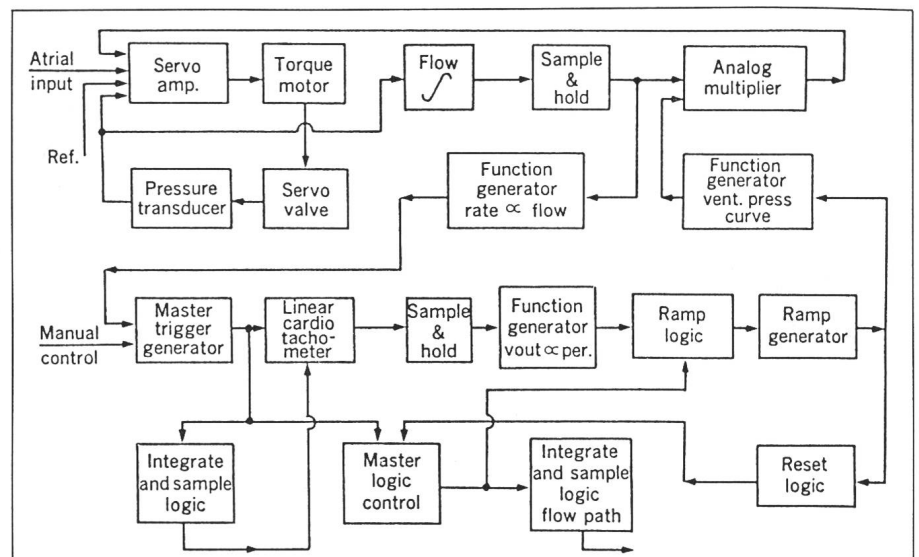


Fig. 4 Blockscheema der automatischen Steuerung eines künstlichen Herzens

Druckcharakteristiken für die linke Herzkammer gespeichert und zur Steuerung der Pumpe bzw. der Klappen verwendet. Pulsfrequenz und Systolen/Diastolen-Verhältnis werden für jeden Herzschlag kontrolliert. Zwei verschiedene Rückkopplungskreise wurden verwendet, um eine schnelle oder allmähliche Anpassung der Leistung auswählen zu können.

Laborversuche zeigten, dass das Steuergerät eine Auswurfleistung von 13 l/min bei einer Pulsfrequenz von 120 pro min zu erbringen vermag und auf Änderungen von Flusswiderständen in einem gewissen Bereich automatisch reagiert (Fig. 4).

Eines der wichtigen Probleme, das es in diesem Bereich zu lösen gilt, betrifft die automatische Anpassung der Auswurfleistung an die gegebenen Anforderungen. Keines der heute bekannten Steuersysteme erreicht die Regulationsmöglichkeiten des natürlichen Organismus auch nur annähernd. Allerdings hat man im Verlauf der letzten Jahre Erkenntnisse gesammelt, die uns das Ausmass der möglichen Vereinfachungen klarer werden lassen. Zweckmässige Entwicklungen in diesem Bereich dürften auch heute eine Herausforderung für alle biomedizinisch interessierten Elektrotechniker darstellen.

Literatur

- [1] *J.H. Gibbon*: Application of mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minnesota Medicine* 37(1954)185, p. 171...180.
- [2] *A. Carrel* and *C.A. Lindbergh*: *The culture of organs*. New York, P.B. Hoeber, 1938.
- [3] *T. Akutsu*: Artificial heart: total replacement and partial support. Tokyo, Igaku Shoin, 1975.
- [4] *Adrian Kantrowitz* and *Arthur Kantrowitz*: Experimental augmentation of coronary flow by retardation of arterial pressure pulse. *Surgery* 34(1953)-, p. 678...687.
- [5] *R.H. Claus* a. o.: Assisted circulation by counterpulsation with a intra-aortic balloon. *Proceedings of the Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology* 15(1962), p. 53.
- [6] *T. Akutsu* and *W.J. Kolff*: Permanent substitutes for valves and hearts. *Transactions of the American Society for Artificial Internal Organs* 4(1958/59)-, p. 230...235.
- [7] *J.W. Cook* a. o.: Optimal control and driving system for the total artificial heart. *Medical Instrumentation (Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation)* 3(1974)-, p. 118.