Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins

Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätswerke

Band: 60 (1969)

Heft: 3

Artikel: Ein Gerät zur herzphasengesteuerten Kontrastmittel-Injektion

Autor: Gähwiler, H.

DOI: https://doi.org/10.5169/seals-916123

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Mehr erfahren

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. En savoir plus

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. Find out more

Download PDF: 02.07.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, https://www.e-periodica.ch

Ein Gerät zur herzphasengesteuerten Kontrastmittel-Injektion

Vortrag, gehalten an der 31. Hochfrequenztagung des SEV vom 14. November 1968 in Bern,

von *H. Gähwiler*, Zürich

2736 - 2743

616 — 073.755.4

1. Medizinische Grundlagen

Die klassische Methode, Körperpartien mit an und für sich geringem Kontrast in der Röntgendiagnostik darzustellen, besteht darin, dass man die entsprechenden Organe mit einem geeigneten Kontrastmittel anreichert. Bei der Darstellung der grossen Blutgefässe wie des Herzens und der Aorta treten dabei ganz spezifische Probleme auf. Wegen der Toxizität des Kontrastmittels soll der Kontrastmittelverbrauch auf ein Mindestmass beschränkt bleiben. Anderseits ist wegen der Blutzirkulation, die das Kontrastmittel fortlaufend wegschwemmt, eine intensive Kontrastmittelzufuhr notwendig. Im Prinzip geht es darum, bei minimalem Kontrastmittelverbrauch maximale Information zu erhalten, bei gleichzeitiger optimaler Schonung des Herzens. Diese Bedingungen lassen sich am besten durch eine diskontinuierliche, herzphasengesteuerte Injektionsmethode erreichen. Das Kontrastmittel wird nur während jener Phase in eine Herzkammer injiziert, in der die Ausflussklappe geschlossen ist. Während der Kontraktionsphase der Herzkammer wird die Injektion unterbrochen. Gegenüber der kontinuierlichen Einspritzung ergeben sich dadurch folgende Vorteile:

a) Der Kontrastmittelverbrauch wird gesenkt;

b) Es resultiert ein Gewinn an Information, da das Kontrastmittel örtlich konzentriert bleibt und gute Kontraste zwischen den einzelnen Blutgefässen erhalten bleiben;

c) Die Gefahr intramuraler Injektionen — d.h. der Injektion in den Herzmuskel —, welche an sich sehr gefährlich ist, wird beseitigt, da die Injektion nur erfolgt, wenn die Muskeln entspannt sind.

2. Systemtechnische Anforderungen

Diese Untersuchungsmethode stellt erhebliche Anforderungen an den Injektor. Die Füllung der Herzkammer muss in der sehr kurzen Zeit von ca. 0,1...0,5 s erfolgen. Das bedingt einen relativ grossen Kontrastmittelfluss von bis zu 40 cm³/s durch einen engen Katheter von ca. 1 m Länge. Die auftretenden Drücke können 60 kg/cm² bei einer Kolbenfläche von 10 cm² erreichen (Fig. 1). Vom Standpunkt des Kontrastmittelflusses aus wären unter Umständen noch höhere Drücke wünschenswert. Doch lassen die heute erhältlichen Katheter unter Berücksichtigung der notwendigen Festigkeitsreserven keine höheren Drücke zu.

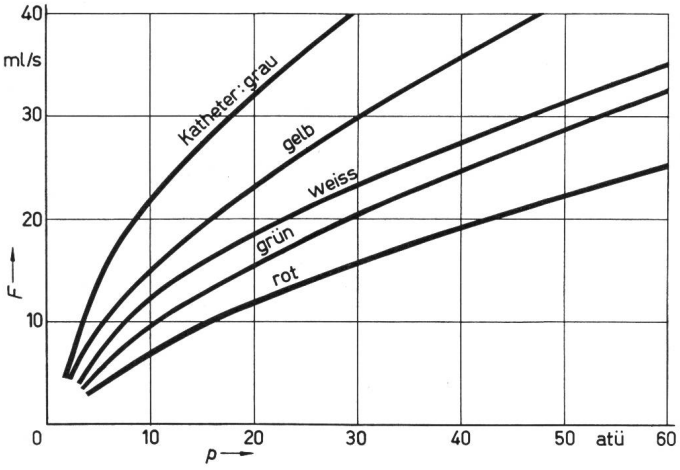


Fig. 1
Kontrastmittelfluss als Funktion des Druckes bei einigen heute relativ häufig verwendeten Kathetern
F Fluss; *p* Druck

Wesentlich sind ferner extrem kurze Druckaufbau- und -abbauzeiten, bzw. die damit verbundenen Flussaufbau- und -abbauzeiten. Unter Fluss werde in diesem Zusammenhang die Geschwindigkeit des Kontrastmitteltransportes (cm³/s) verstanden. Die kurze Aufbauzeit ist wesentlich, um in möglichst kurzer Zeit den stationären Fluss zu erreichen. Die Abbauzeit ist vor allem im Zusammenhang mit der Herzphasensynchronisation wichtig. Dort muss unter allen Umständen ein Nachspritzen in die Kontraktionsphase des Herzens vermieden werden (intramurale Injektion).

Das Gerät, welches von der Contraves AG in Zusammenarbeit mit einem Ärzteteam des Kantonsspitals Zürich entwickelt wurde, erfüllt diese Anforderungen in hohem Masse. Es besteht aus zwei unabhängigen Einheiten: der eigentlichen Injektionsspritze mit Stativ und dem elektronischen Steuerteil zur Herzphasensynchronisation (Fig. 2).

3. Injektionsspritze

Die Injektionsspritze besteht in ihrem systemtechnisch wesentlichen Teil aus einem Motorantrieb mit Getriebe, einem Spindelmechanismus und einer magnetischen Kupplung.

Der Motor läuft kontinuierlich mit einer der vorgewählten Injektionsgeschwindigkeit entsprechenden Umdrehungszahl. Die Injektionsgeschwindigkeit kann dabei stufenlos zwischen 4 und 40 cm³/s variiert werden. Der Motor ist ein Gleichstromnebenschlussmotor mit konstanter Erregung. Die Drehzahl ist nahezu unabhängig von der Last und proportional zur Ankerspannung. Die Drehzahlregelung erfolgt durch Vergleich dieser Ankerspannung mit einer am Drehzahlregler wählbaren Referenzspannung. Als Regelglied dient eine Phasenanschnittsteuerung mittels Thyristoren. In der praktischen Realisierung bedingte die Funkentstörung dieses Stromkreises nach den Normen des SEV einen nicht unerheblichen Aufwand.

Zwischen Motorteil und Injektionskolben befindet sich der Spindelmechanismus mit der Magnetkupplung (Fig. 3). Dieses Organ besteht im wesentlichen aus der Arbeitsspindel mit Keil, welcher in die Längsnut der Spindelhülse eingreift, so dass die Arbeitsspindel immer die gleiche Drehzahl wie die Spindelhülse hat, aber gegenüber dieser in der Längsrichtung verschiebbar ist. In der Ruhelage ist die Spindelhülse durch eine Rutschkupplung mit einer Spindelmutter verbunden, welche ihrerseits über mehrere Gewinderollen in die Gewindegänge der Hauptspindel eingreift. Die Spindelmutter wird durch die Antriebswelle des Getriebeblockes ständig angetrieben.

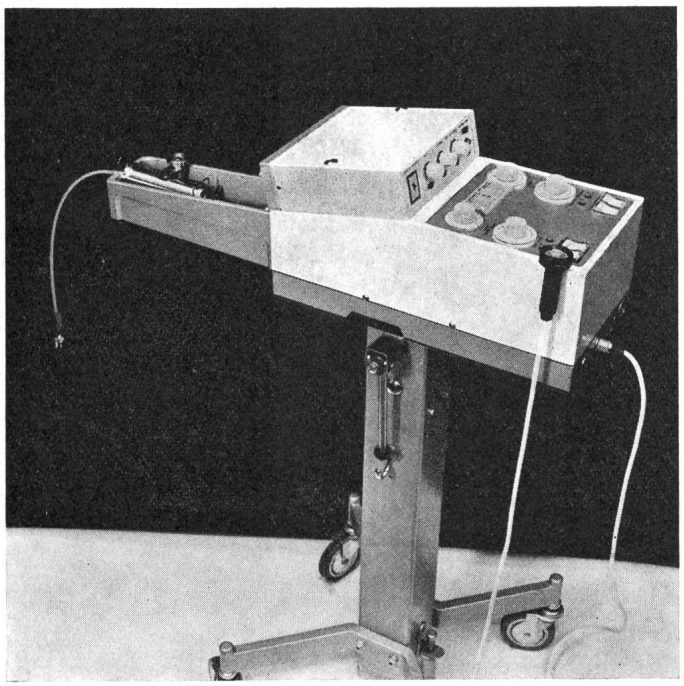


Fig. 2
Gesamtansicht der Kontrastmittelspritze auf Stativ mit aufgesetztem Steuerzusatz für die Herzphasensynchronisation

In der Ruhelage besteht zwischen Arbeitsspindel, Spindelhülse und Spindelmutter keine Relativbewegung, so dass die Arbeitsspindel also auch keine Translationsbewegung erfährt. In der Arbeitslage wird durch eine elektromagnetische Arbeitskupplung (EK) die Spindelhülse ortsfest festgeklemmt, wobei die relativ schwache Rutschkupplung durchgedreht wird. Dadurch entsteht zwischen Arbeitsspindel und Spindelmutter eine Drehzahldifferenz entsprechend der Antriebsdrehzahl. Die Kraftübertragung von der Spindelmutter über die Rollen zur Arbeitsspindel treibt in diesem Falle die Arbeitsspindel entsprechend der Steigung der Gewindegänge vorwärts, so dass die Rotationsbewegung in eine Translationsbewegung übergeführt wird. Die Arbeitsspindel wirkt über eine Stoßstange auf den Kolben des Injektionszylinders, so dass Kontrastmittel ausgestossen wird.

Die Auslösung der Injektion erfolgt damit allein durch das Betätigen der Magnetkupplung. Da einerseits die Drehzahl an dieser Stelle nicht sehr hoch (ca. 50...500 U./min), anderseits die Trägheit der zu beschleunigenden Teile relativ klein ist, erfolgt der mechanische Kupplungsvorgang fast momentan. Der totale Zeitverzug der Injektion setzt sich aus 3 Anteilen zusammen.

a) Elektrische Zeitkonstante der Magnetkupplung. Der effektive Zeitverzug des Kupplungsvorganges gegenüber dem elektrischen Injektionssignal liegt in der Grössenordnung von 20 ms. Anzug- und Abfallzeit sind nahezu gleich gross, so dass sich die zeitliche Dauer des Injektionsimpulses nicht verändert, wohl aber die Phase um $\approx$20 ms verzögert wird.

b) Die mechanische Kupplungszeit, die durch das Beschleunigen bzw. Verzögern der drehenden Teile verursacht wird, ist sehr klein. Sie liegt schätzungsweise unter 5 ms.

c) Die Flussaufbauzeit am Katheterende infolge der Elastizität der auf Druck beanspruchten Teile hängt von zwei Faktoren ab, einerseits von der Maschine und anderseits vom Katheter.

Durch konstruktive Massnahmen wurde die Elastizität der Maschine selber so klein gehalten, dass sie nicht in Betracht fällt. Sehr variabel ist dagegen die durch die Elastizität des Katheters bedingte Flussaufbauzeit. Durchschnittliche Werte liegen zwischen 20 und 40 ms. Der ungünstigste Fall ergibt sich bei hohem Druck und gleichzeitig niedrigem Fluss, d.h. bei extrem dünnen und langen Kathetern.

Falls keine Herzphasensynchronisation notwendig ist, ist die Spritze für sich allein voll funktionsfähig. Die Injektion wird in diesem Falle direkt durch das Betätigen der Injektionstaste ausgelöst und gestoppt. Um die Sicherheit und auch den Bedienungskomfort zu erhöhen, sind einige Kontroll- und Überwachungsorgane vorhanden. Steigt der Druck z. B. infolge Fehlbedienung oder zu engen Katheters auf einen unzulässig hohen Wert an, so wird die Magnetkupplung durch einen druckabhängigen Schalter momentan gelöst und in dieser Stellung blockiert. Diese Blockierung kann durch eine Taste gelöst werden, sofern keine Überlast mehr vorhanden ist. Mit der Arbeitsspindel sind durch einen Saitenzug 3 Schalterscheiben zur Volumenüberwachung gekoppelt. Auf der ersten Scheibe zeigt eine Marke ständig den total noch vorhandenen Kontrastmittelvorrat an. Durch einen einstellbaren Knopf kann gleichzeitig die maximal zu injizierende Kontrastmittelmenge eingestellt werden. Die zweite Schaltscheibe ist über eine zusätzliche Magnetkupplung (die Teilmengenkupplung) mit dem Saitenantrieb verbunden. Die Vorrichtung gestattet ein vorwählbares Volumen iterativ zu injizieren. Die Teilmengenkupplung ist normalerweise erregt,

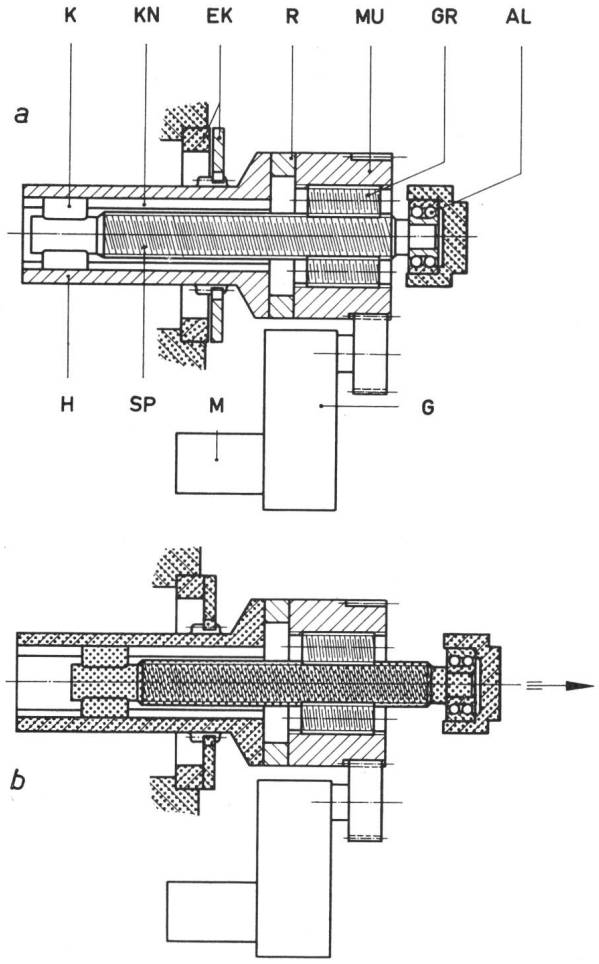


Fig. 3
Schematische Darstellung des Spindelmechanismus
a in Ruhelage; *b* Elektromagnet erregt
drehende Teile; drehblockierte Teile
K Keil; *KN* Keil-Nute; *EK* Elektromagnet-Kupplung; *R* Rutschkupplung; *MU* Mutter; *GR* Gewinderolle; *AL* Achsiallager; *H* Hülse; *SP* Spindel; *M* Motor; *G* Getriebe

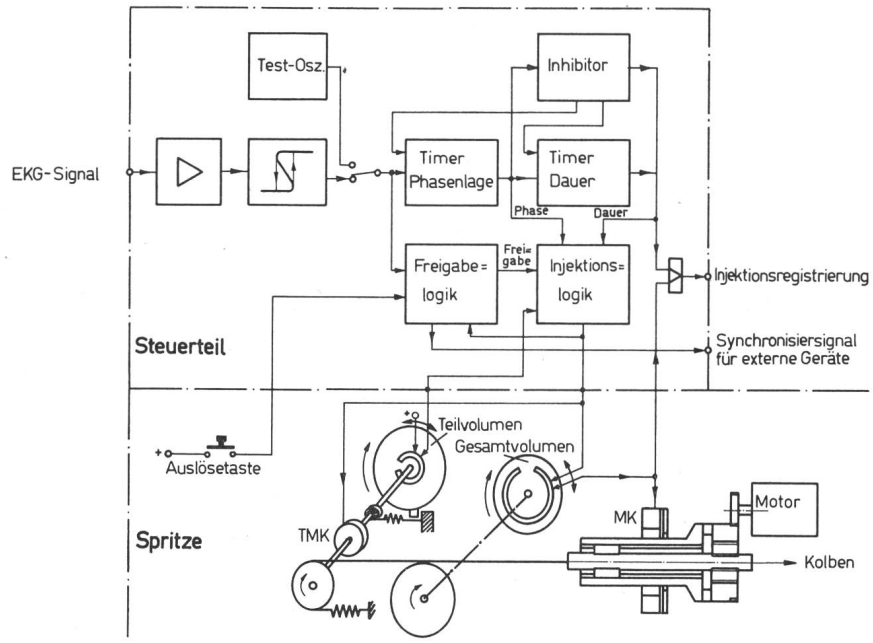


Fig. 4
Blockschema der Injektionssteuerung bei Herzphasensynchronisation im Zusammenhang mit der Spritze
MK Injektionskupplung; *TMK* Teilmengenkupplung

so dass die Schaltscheibe starr mit dem Saitenantrieb verbunden ist. Wird nun injiziert, so öffnet ein einstellbarer Kontakt auf der Schaltscheibe, sobald das vorgewählte Teilvolumen eingespritzt ist, und unterbricht die Injektion. Wird die Teilmengenkupplung gelöst, so springt die Schaltscheibe infolge einer Rückstellfeder in die Anfangslage zurück und ist damit bereit zur Ausführung eines neuen Injektionszyklus. Die dritte Schaltscheibe ist analog aufgebaut wie die erste. Ist der Kontrastmittelvorrat auf einen einstellbaren Wert abgesunken, wird ein Kontakt betätigt, welcher extern zur Steuerung weiterer Geräte benutzt werden kann, z. B. der Röntgenanlage.

Um das Kontrastmittel möglichst der Körpertemperatur anzugleichen, wird der Kontrastmittelzylinder durch eine thermostatisch geregelte Heizung aufgeheizt. Die Aufwärmezeit beträgt $\approx$10...15 min.

4. Steuerteil

Wird eine herzphasengesteuerte Injektion gefordert, so wird die Spritze durch den Steuerteil ergänzt. Zusätzlich ist in diesem Falle ein EKG-Gerät erforderlich, welches die Aktionspotentiale des Herzens am Patienten misst und dem Steuergerät zuführt. Für die Phasensynchronisation wird lediglich der sehr ausgeprägte Spannungsanstieg, welcher die Herzkontraktion auslöst — die sog. R-Zacke —, benützt.

Fig. 4 zeigt das Blockschema der Steuerung im Zusammenhang mit der Spritze. Das ankommende EKG-Signal wird vorerst verstärkt und in einer pegelabhängigen Kippstufe in ein Rechtecksignal umgewandelt. Die Vorderflanke dieses Rechtecksignals steuert den Timer «Phasenlage» an. Die Zeitdauer dieses Signals bestimmt den Zeitverzug zwischen R-Zacke und Injektionsbeginn. Sie ist vom Arzt mittels eines Reglers auf der Frontplatte einzustellen.

Die Rückflanke des Signals «Phase» steuert einen zweiten Timer an, welcher die Dauer des Injektionssignales bestimmt. Dieses Signal wird wieder dem EKG-Schreiber zugeführt und dort registriert. Dadurch kann der Arzt schon vor Beginn der Injektion die korrekte Synchronisation überwachen und sowohl Phasenlage als auch Dauer der Injektion durch Vergleich mit dem EKG-Signal den Erfordernissen der jeweiligen Untersuchung anpassen.

Zusätzlich sind die beiden Timer durch eine Inhibitorlogik miteinander verknüpft. Diese schliesst die Möglichkeit aus, dass beide Signale sich zeitlich überlappen. Es sind zwei Betriebsarten vorgesehen, welche durch einen Schalter wählbar sind. In der einen Stellung geht das Signal «Dauer» momentan wieder in Ruhelage, sobald durch eine neue R-Zacke der Timer «Phasenlage» angesteuert wird. Dadurch kann erreicht werden, dass die Injektion unabhängig von der eingestellten Dauer unterbrochen wird, sobald eine neue Herzkontraktion stattfindet. Dies ist besonders bei Injektionen in die Herzkammer wichtig, um die eingangs erwähnten intramuralen Injektionen auch bei unregelmässiger Herztätigkeit auszuschliessen.

Bei anderen Untersuchungen ist eher eine feste Injektionsdauer erwünscht. In diesem Falle werden alle R-Zacken während der Zeit «Dauer» gesperrt, so dass also der Timer «Phasenlage» nur getriggert werden kann, sofern der Timer «Dauer» abgelaufen ist. Das kann z. B. bei Vorhofuntersuchungen wichtig sein, wo man direkt während der Systole der Herzkammern zu injizieren wünscht.

Während die bisher betrachteten Kreise die Injektion lediglich vorbereiten und den zeitlichen Ablauf relativ zum Herzrhythmus festlegen, lösen die beiden Funktionsblöcke «Freigabelogik» und «Injektionslogik» die effektive Einspritzung aus. Sie wird eingeleitet durch das Betätigen der Auslösetaste, welche auf die Freigabelogik einwirkt.

In der Freigabelogik sind zwei Funktionen vereinigt. Einerseits erzeugt sie das eigentliche Freigabesignal für die Injektionslogik, anderseits aber auch ein zusätzliches Schaltsignal, welches zur Synchronisierung externer Geräte, abgestimmt auf das Injektionsprogramm, benutzt werden kann. Dadurch lassen sich auch externe Geräte, z. B. die Röntgenanlage, herzphasensynchronisiert betreiben. Es sind zwei grundsätzlich verschiedene Arbeitsweisen durch einen Umschalter wählbar. Bei der ersten Methode wird das Freigabesignal unmittelbar mit dem Tastendruck an die Injektionslogik weiter-

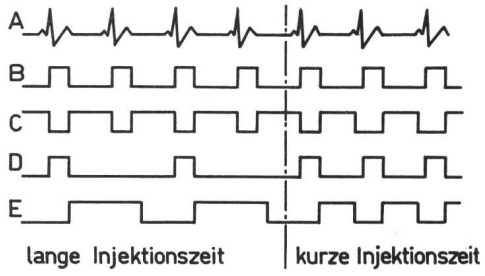


Fig. 5
Zeitlicher Verlauf der Signale «Phase» und «Dauer» bei fester und R-zackengesteuerter Injektionsweise

A EKG-Signal
B Signal «Phase» } Injektionsdauer
C Signal «Dauer» } R-Zacken gesteuert
D Signal «Phase» } Injektionsdauer fest
E Signal «Dauer» }

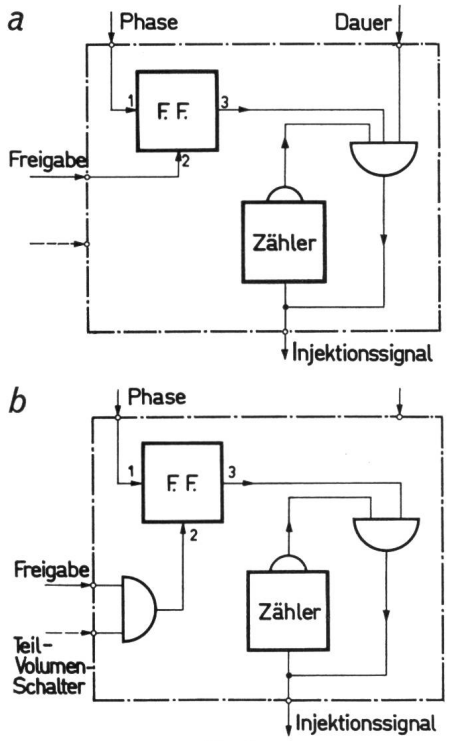


Fig. 6
Blockschema der Injektionslogik
a Zeitsteuerung; *b* Mengensteuerung
F. F.: *1* Taktsignal; *2* Rückstellsignal; *3* Ausgang

geschaltet. Die Anfangsflanke des ersten effektiven Injektionsimpulses triggert einen Timer, dessen Zeitverzögerung zwischen ≈0,1...3 s wählbar ist. Nach Ablauf der Verzögerungszeit wird das externe Signal ausgelöst. Bei der zweiten Arbeitsweise löst die erste R-Zacke nach dem Tastendruck das externe Synchronisiersignal aus, während das Freigabesignal um eine zwischen 0,1 und 3 s wählbare Zeit verzögert wird.

Die Injektionslogik erzeugt aus dem durch die beiden Timer «Phasenlage» und «Dauer» vorbereiteten Injektionsprogramm und dem Freigabesignal die eigentlichen Injektionsbefehle. Durch einen Umschalter sind wieder zwei grundsätzlich verschiedene Arbeitsmöglichkeiten wählbar, nämlich Zeitsteuerung und Mengensteuerung.

Im ersten Fall (Fig. 6a) wird die Dauer des einzelnen Injektionsstosses allein durch das Signal «Dauer» bestimmt. Sobald das Freigabesignal erscheint, wird der vorher blockierte Flip-Flop zur Aufnahme des Taktsignals vorbereitet. Die erste Endflanke des Signals «Phase», die zeitlich natürlich mit der Anfangsflanke des Signals «Dauer» zusammenfällt, lässt den Flip-Flop umkippen, so dass eine Injektion erst ab diesem Zeitpunkt möglich ist. Durch diese Massnahme wird erreicht, dass beim Beginn keine unvollständigen Injektionsstösse erfolgen, welche Kontrastmittel verbrauchen, aber nichts Wesentliches zur Information beitragen. Jede Rückflanke eines ausgeführten Injektionsstosses wird in einem elektronischen Binärzähler gezählt, dessen Ausgang das UND-Gatter offen hält. Ist die auf der Frontplatte eingestellte Anzahl Injektionsstösse ausgeführt, sperrt das Ausgangssignal des Zählers das UND-Gatter, so dass weitere Injektionsstösse verunmöglicht werden. Der Binärzähler selbst wird durch das Betätigen der Auslösetaste jeweils automatisch auf die durch den Dekadenschalter vorgegebene Anzahl Impulse gesetzt.

Bei der Mengensteuerung ist das Signal «Dauer» unwirksam. Die Funktionsweise geht aus Fig. 6b hervor. Die Injektion wird in diesem Falle lediglich vom Flip-Flop und vom Zählerausgang gesteuert. Der Flip-Flop sperrt normalerweise die Injektion durch das Rückstellsignal 2. Der Teilvolumenendschalter ist geschlossen. Sobald das Freigabesignal erscheint, wird der Flip-Flop vorbereitet zur Aufnahme des Taktsignals 1. Die nächste Endflanke des Signals «Phase» lässt den Flip-Flop umkippen, und sein Ausgang 3 startet die Injektion. Das Injektionssignal betätigt sowohl die Injektionskupplung MK als auch die Teilmengenkupplung TMK (vgl. Fig. 4). Der Injektionskolben bewegt sich in der angegebenen Pfeilrichtung und dreht dabei über den Saitenantrieb die Schaltscheibe «Teilvolumen». Ist das voreingestellte Teilvolumen injiziert, so öffnet sich der Teilmengenschalter auf der Schaltscheibe. Das Rückstellsignal 2 am Flip-Flop stellt diesen in die Anfangslage zurück und unterbricht dadurch die Injektion. Die beiden Kupplungen werden gelöst, und der Teilvolumenmechanismus geht unter dem Einfluss der Rückstellfeder in die Anfangslage zurück. Dabei schliesst natürlich der Teilvolumenschalter, so dass wieder der Anfangszustand erreicht wird. Die nächste Flanke des Signals «Phase» startet einen neuen Injektionsstoss, bis der Zähler nach der entsprechenden Anzahl Impulse die weiteren Injektionen unterbindet.

In Fig. 7 ist der zeitliche Ablauf der Injektion sowohl für verzögerte (unten) wie auch für unverzögerte Injektionsauslösung bei Zeitsteuerung dargestellt. Die entsprechenden Diagramme für Volumensteuerung sind prinzipiell dieselben.

5. Historische Entwicklung

Aus der Einsicht heraus, dass nur ein prinzipiell neues Gerät mit kurzen Anstiegszeiten die Vorteile der intermittierenden herzphasengesteuerten Injektion voll ausschöpfen könnte, baute *Dr. Stucki* am Kantonsspital Zürich ein Gerät, an dem die medizinische Seite durch ihn und vor allem auch durch *Dr. Schad* experimentell abgeklärt und die Vorteile der neuen Methode bewiesen wurden. Dieses Gerät basierte auf einer Steuerung des Injektionsdruckes mittels elektromagnetisch gesteuerten Ventilen. Dieses Gerät war aber etwas schwierig zu bedienen, da der Zusammenhang zwischen Kontrastmittelfluss, welcher ja zur Erzielung des nötigen Kontra-

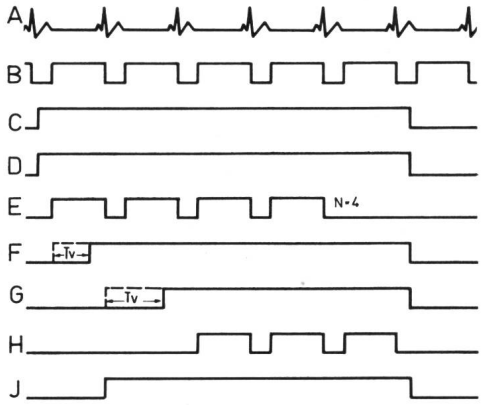


Fig. 7
Zeitlicher Ablauf des Injektionsvorganges bei Zeitsteuerung und Verzögerung des externen Synchronisationssignales (*D, E, F*) **oder Verzögerung der Injektion** (*G, H, J*)
A EKG; *B* Signal «Dauer» (Endflanke R-zackengesteuert); *C* Signal «Auslösetaste»; Verzögerung der externen Synchronisation; *D* Signal «Freigabe»; *E* Injektionsimpulse; *F* externe Synchronisation; Verzögerung der Injektion: *G* Signal «Freigabe»; *H* Injektionsimpulse; *J* externe Synchronisation; T_V Verzögerungszeit der Freigabelogik; *N* eingestellte Anzahl Impulse

stes allein interessiert, und dem Druck von verschiedensten Faktoren abhängt, welche jeweils experimentell zu ermitteln waren.

In dieser Situation wandten sich die Ärzte an unsere Firma, um aus dem Versuchsmuster ein routinemässig zu bedienendes Gerät abzuleiten. Das war anfangs 1966. Intensive systemtechnische Überlegungen führten zum Schluss, dass eine Injektionsspritze, welche primär den Fluss vorgibt, ganz wesentliche Vorteile hätte. Nach ca. einem Vierteljahr lag die erste Konstruktion in ihren Grundzügen fest, und bis zum Herbst 1966 wurden die ersten beiden Prototypen an das Kantonsspital abgeliefert, welche seither in ständigem Gebrauch sind. Nach einer kurzen Phase konstruktiver Überarbeitung wurde die erste Fabrikationsserie hergestellt.

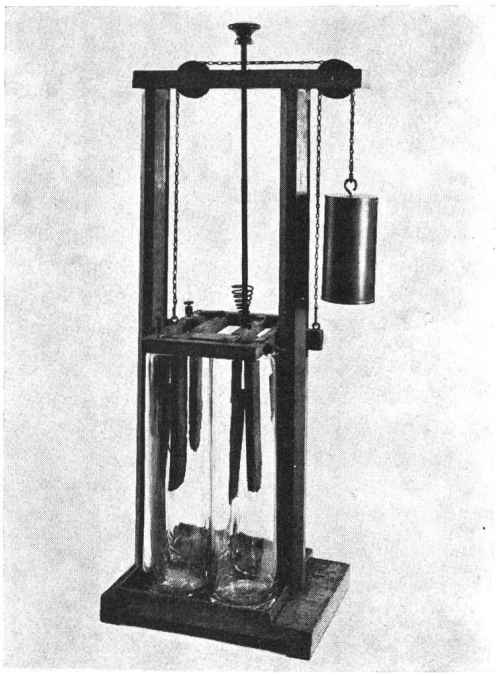
Die extrem kurze Entwicklungszeit war natürlich nur möglich, da einerseits die medizinische Seite voll abgeklärt und anderseits die Zusammenarbeit der Entwicklungsabteilung mit dem Ärzteteam sehr intensiv war.

Der Autor möchte nicht unterlassen, Prof. *Wellauer*, Dr. *Stucki* und Dr. *Schad* für die jederzeit sehr positive und erfreuliche Zusammenarbeit zu danken.

Adresse des Autors:
H. Gähwiler, dipl. Ingenieur, Contraves AG, Schaffhauserstr. 580, 8052 Zürich.

EIN BLICK ZURÜCK

Bunsenelement, 1841



Deutsches Museum, München

Für seine elektromagnetischen Versuche suchte der Chemiker *Robert W. Bunsen* nach einer leistungsfähigen Stromquelle und befasste sich deshalb näher mit der von *W. R. Grove* 1839 beschriebenen galvanischen Batterie, bei der nach dem Muster des Daniell-Elementes, Zink in verdünnte Schwefelsäure und Platin in Salpetersäure tauchten, die durch ein Diaphragma voneinander getrennt waren. Sofort nach Bekanntwerden dieser Batterie hatte man versucht, das sehr teure Platin durch leitende Kohle zu ersetzen, die Versuche jedoch führten zu keinem Erfolg. Erst *Bunsen* löste das Problem durch Herstellung einer besonders präparierten Kohle, und seine 1841 eingeführte Zink-Kohle-Kette hat bis zur Entwicklung der Dynamomaschine durch *Werner von Siemens* als das leistungsfähigste Element gegolten. Die elektromotorische Kraft der Zelle betrug etwa 1,8 V. Für seine eigenen Arbeiten verwendete *Bunsen* eine Kette, in der bis zu 40 Zellen zusammengeschlossen waren.

Die Kohle-Elektroden dieser Kette stellte *Bunsen* aus einer Mischung von feinstgesiebtem Koks und gepulverter Steinkohle her, die er zu einer porösen Masse zusammenschmolz, diese dann mit einer gesättigten Zuckerlösung tränkte, um sie anschliessend in einem geschlossenen Gefäss mehrere Stunden lang in einem Töpferofen auf Weissglut zu erhitzen. Dadurch entstand eine klingende, harte, metallisch glänzende Graphitmasse, die in der Spannungsreihe dem Platin sehr nahestand, aber auch den grossen Vorteil aufwies, dass sie sich in jeder gewünschten Form anfertigen oder nachträglich mechanisch bearbeiten liess. Die Salpetersäure vermischte er mit Sand zu einer breiigen Masse, wodurch er ein günstigeres Oxydationsmittel erhielt. Ein Jahr später gab er der Kohle selbst die Form einer Tonzelle, die, mit Salpetersäure getränkt, zusammen mit Zink in verdünnte Schwefelsäure eintauchte.

Diese Kette wurde zuerst zum Betrieb grosser elektrischer Bogenlampen verwendet. 1842 stellte man in Paris mit den sog. «pile de Bunsen» Versuche zur Beleuchtung des Obelisken an; auch die französischen Festungswerke sollten mit solchen Apparaten ausgerüstet werden. Erst zehn Jahre später benutzte *Bunsen* seine Batterie zu eigenen Arbeiten, und zwar zur elektrochemischen Zersetzung von Salzen und zur Herstellung von Metallen. Als erstes gewann er damit das Magnesium in grammschweren Reguli, an denen er seine chemischen und physikalischen Eigenschaften studierte und dabei seine Eignung als Lichtquelle für photographische Zwecke erkannte. Mit Hilfe dieser Kette konnte er aber auch eine Reihe von Alkali- und Erdalkalimetallen darstellen, deren Isolierung bis dahin nicht möglich gewesen war.

Durch seine Arbeiten auf dem Gebiet der Spektralanalyse wurde *Bunsen* veranlasst, seine Kette nochmals zu verbessern, da man bei einem überwiegenden Teil der Elemente nur durch «elektrische Glüherscheinungen», d. h. bei Funkenentladungen, verwendbare Spektren erhält. Für die auf diesem Gebiet notwendig werdenden umfangreichen Versuchsreihen mussten erst die apparativen Voraussetzungen geschaffen werden, denn damals hatte man für solche Arbeiten noch keinen Starkstrom zur Verfügung. Nach mehreren systematisch angestellten Versuchsreihen fand er für das schon seit einigen Jahren in Tonzellen verwendete Gemisch von Kalibichromat und Schwefelsäure, eine Zusammensetzung, die auch ohne Tonzellen brauchbar war, so dass die zeitraubende und mühevolle Reinigung der Tonzellen wegfiel. Ausserdem konstruierte er eine Vorrichtung, mit der man auf bequeme Art die vier Plattenpaare aus Zink und Kohle ein- und ausfahren konnte, so dass sich auf einfache Weise die Lebensdauer der Kette wesentlich verlängern liess. Mit dieser 1875 ausführlich beschriebenen Chromsäurekette konnte *Bunsen* seine zahlreichen Spektralanalysen durchführen und damit das heute sehr bedeutsame Gebiet der Spektralanalyse begründen.

A. Wissner