

Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins
Herausgeber: Schweizerischer Elektrotechnischer Verein ; Verband Schweizerischer Elektrizitätswerke
Band: 60 (1969)
Heft: 3

Artikel: Messmethoden in der Herz- und Kreislaufdiagnostik
Autor: Rutishauser, W.
DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-916122>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. 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. [Siehe Rechtliche Hinweise.](#)

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. [Voir Informations légales.](#)

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. [See Legal notice.](#)

Download PDF: 15.05.2025

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

Messmethoden in der Herz- und Kreislaufdiagnostik

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

von W. Rutishauser, Zürich

2675-2680

616.12 — 07:621.317

Das Herz kann in grober erster Annäherung als eine Kolbenpumpe angesehen werden, deren Funktion durch Bestimmung des Druckes, des Hubes und der Pumpendimensionen erfasst werden kann. Ebenso stark vereinfacht kann der periphere Kreislauf als ein System von parallel und in Serie geschalteter Röhren betrachtet werden, deren Widerstände die Aufteilung des Pumpenauswurfes bestimmen.

Eine einigermaßen vollständige Beschreibung der Herzfunktion erfordert demnach eine unverzerrte Messung des Blutdruckes in den Herzkammern, eine Messung des instantanen Blutausschusses und eine kontinuierliche Messung des Kammervolumens. Zur vollständigen Beschreibung des peripheren Kreislaufs gehören die Kenntnis des instantanen Druckes und Blutdurchflusses von jedem Gefäßgebiet. Direkte Methoden, welche solche Messungen mit genügender Genauigkeit im nicht narkotisierten Menschen erlauben, erfordern in zunehmendem Masse elektronische Geräte.

Bevor wir auf einzelne Messmethoden eintreten, seien einige prinzipielle Überlegungen angeführt, welche für alle Messungen gelten, die am Menschen durchgeführt werden müssen: Generell vorzuziehen sind Methoden, welche keine Eröffnung eines Gefäßes notwendig machen, d. h. durch die intakte Haut hindurch angewendet werden können. Dennoch sollten die Methoden die höchste mögliche Messgenauigkeit haben. Dass zwischen diesen beiden Prinzipien ein Kompromiss gemacht werden muss, versteht sich von selbst. Wenn Katheter eingeführt werden müssen — und das ist für exakte Messungen meist notwendig —, so sollten die Meßsonden von möglichst kleinen Dimensionen und mit einem Endloch versehen sein, damit sie ohne Freilegung des Gefäßes über einen Führungsmandrain eingelegt werden können.

In der Folge soll anhand einiger ausgewählter Messmethoden gezeigt werden, was diese leisten und wo ihre Grenzen liegen. Gleichzeitig soll auf wünschbare Verbesserungen und Entwicklungen hingewiesen werden. Entsprechend den wichtigsten drei Messgrößen ergibt sich eine natürliche Unterteilung des Stoffes in die Methoden zur 1. Druckmessung, 2. Durchflussmessung und 3. Kammervolumenmessung.

1. Druckmessung

Die konventionelle blutige Druckmessung arbeitet mit flüssigkeitsgefüllten Kathetern und äusseren mechanoelektrischen Wandlern. Das ganze Übertragungssystem, bestehend aus Katheter, Wandler, Verstärker und Schreiber, kann allgemein als Kettenschaltung von Vierpolen aufgefasst werden, wobei sich in bekannter Weise die Amplitudenfaktoren der Übertragungsfunktionen multiplizieren und die Phasenverzögerungen addieren. Das schwächste Glied in der Kette ist dabei fast immer der Katheter. Für die Registrierung von Druckphänomenen im Kreislauf genügen in der Regel zehn Harmonische der Grundfrequenz. Bei einer maximalen Herzfrequenz von 180/min wäre also eine amplitudengetreue

Übertragung bis 30 Hz notwendig. Otto Frank [1]¹⁾, einer der Schöpfer der Manometertheorie, hat für biologische Druckmessungen im Kreislauf eine amplitudengetreue Druckübertragung bis zu 100 Hz gefordert. Diese Erfordernisse lassen sich mit konventioneller Druckmessung über einen ca. einen Meter langen, flüssigkeitsgefüllten Katheter nicht erreichen. Auch ist z. B. ein wichtiges Mass des Kontraktilitätszustandes des Herzmuskels, die Steilheit des Druckanstieges in den Herzkammern (dp/dt), mit konventioneller Druckmessung nicht genau messbar. Deshalb werden für «unverfälschte» Druckregistrierungen sog. Kathetertipmanometer in Miniatúrausführung verwendet. Das sind Manometer, welche in der Spitze eines Herzkatheters eingebaut sind und die vermöge ihrer Eigenfrequenz für biologisch-praktische Belange zeit- und amplitudengetreue Druckmessungen erlauben. Die Übertragung des Druckes durch einen langen, flüssigkeitsgefüllten Katheter entfällt, und damit entfallen auch die lästigen, durch Bewegung des Katheters im Herzen bedingten Schleuderzacken in der Druckkurve, die bei allen Messungen im Herzen mit konventionellen Kathetern stören.

Zur Zeit sind im wesentlichen drei Typen von Kathetertipmanometern im Handel; in jedem dieser Wandler wird durch mechanische Druckeinwirkung elektrische Energie gesteuert. Es handelt sich um:

1. *Induktivitätswandler «Telco»*. Hier verändert ein Eisenkern die Induktivität einer Spule, die Teil eines elektrischen Schwingkreises ist. Damit ändert sich seine Frequenz, was durch den Diskriminator in eine Spannungsänderung umgewandelt wird [23; 24].

2. *Widerstandswandler «Statham»*. Beim Statham-Element liegen die Widerstandsdrähte um einen gekühlten Zylinder, welcher durch die Druckeinwirkung gedehnt wird und damit die Drähte ebenfalls dehnt. Ein nicht im Handel befindliches Miniaturmanometer, bei dem Druckänderungen Widerstandsänderungen in einer Elektrolytstrombahn erzeugen, wurde von Schäffer beschrieben [20].

3. *Kapazitätswandler «NASA»*. Bei diesem Ultraminiaturmanometer handelt es sich um ein Kapazitätsmanometer mit Brückenschaltung, das durch einen Kristall-Oszillator gespiesen wird [7].

Die ersten beiden Typen haben sich bisher bei uns bewährt. Mit dem NASA-Instrument und dem Schäfferschen Instrument liegen keine eigenen Erfahrungen vor.

Ein Manometer für die Registrierung von Drucken im Herzen und in den Gefässen sollte folgende Eigenschaften haben:

1. Hohe Stabilität der Null-Lage,
2. Lineare Kalibration,
3. Möglichst geringe Temperatur-, Feuchtigkeits- und Beschleunigungsabhängigkeit,
4. Gute Frequenzcharakteristik bis ca. 100 Hz,
5. Sterilisationsmöglichkeit,
6. Einfachheit und Verlässlichkeit im Einsatz,
7. Möglichst kleine Dimensionen.

In bezug auf Beschleunigungs-Artefakte, z. B. beim Anschlagen des Katheters an die Herzwand, wie auch in bezug

¹⁾ Siehe Literatur am Schluss des Aufsatzes.

auf Null-Linien-Stabilität (Lage- und Temperaturabhängigkeit) sind heute noch verschiedene Wünsche offen. Ein wesentlicher Nachteil ist auch, dass keines der bisher im Handel befindlichen Katheter-Spitzenmanometer eine selbstständige Eichung erlaubt, sondern dass die Druckkurven der Katheter-Spitzenmanometer zur Eichung an eine simultan durch einen externen Druckwandler aufgenommene Druckkurve angeglichen werden müssen.

2. Durchflussmessung

Die Messung des Blutausschusses (Schlagvolumen) des Herzens erfolgt meist mittels Indikatorverdünnungsmethoden [3; 4; 11]. Eine bestimmte Indikatormenge (Farbstoff, kalte Kochsalzlösung) wird in einen venösen Kreislaufabschnitt eingespritzt und an einer Arterie fortlaufend die Konzentration (das Verweilzeitspektrum) bestimmt. Da im Kreislauf eine frühzeitige Rezirkulation des Indikators erfolgt, muss diese erst abgeschnitten werden; dies erfolgt durch semilogarithmische Extrapolation. Der Durchfluss Q berechnet sich als Quotient der injizierten Indikatormenge I und der Fläche der Konzentrations-Zeitkurve bei der ersten Indikatorpassage.

$$Q = \frac{I}{\int_0^{\infty} c dt} \quad (1)$$

Diese heute weit verbreitete Methode ergibt einen Mittelwert des Schlagvolumens über ca. 10...15 s, erlaubt also keine Messung des instantanen Blutausschusses. Elektromagnetische Flowmeter, die um die Gefässe gelegt werden müssen, kommen beim intakten Menschen zur Messung nicht in Frage, da sie eine Freilegung des entsprechenden Gefässes erfordern. Hingegen erlauben intravasale elektromagnetische Sonden [6] oder Ultraschallsonden [10; 21] eine instantane Geschwindigkeitsmessung eines Blutstromfadens in den Gefässen, in die sie eingeführt werden können. Der instantane Durchfluss lässt sich selbstverständlich nur bei flachem Strömungsprofil aus Geschwindigkeit und Querschnitt errechnen.

Eine Ultraschallsonde ist zur Zeit in Zusammenarbeit zwischen dem Institut für Hochfrequenztechnik der ETH und der Medizinischen Poliklinik Zürich in Entwicklung. Die Methode, die vor allem von Scheu [21] vorangetrieben wurde, beruht auf der Tatsache, dass die Schallaufzeit t im strömenden Blut stromaufwärts länger ist als stromabwärts.

$$\begin{aligned} t_{\text{aufwärts}} &= \frac{s}{c + v \cos \alpha} \\ t_{\text{abwärts}} &= \frac{s}{c - v \cos \alpha} \\ \Delta t &= t_{\text{aufwärts}} - t_{\text{abwärts}} \approx \frac{2 s v \cos \alpha}{c^2} \end{aligned} \quad (2)$$

worin

- s Meßstrecke;
- c Schallgeschwindigkeit;
- v Blutgeschwindigkeit;
- α Winkel zwischen Gefässachse und Meßsonde.

Ein gepulstes Phasendifferenzverfahren erlaubt mit einem verhältnismässig geringeren elektronischen Aufwand auszukommen. Die Meßsonde besteht aus zwei Bariumzirkonat-Titanat-Schallwandlern, welche simultan durch gegenphasige Schwingungsimpulse von 10 μ s bei einer Frequenz von $\approx$ 5 MHz erregt werden. Nach Durchlaufen der Meßstrecke von 15 mm werden die Schallwellen vom gegenüberliegenden Wandler empfangen und in einem Differenzverstärker ver-

glichen. Die Dimensionen des Ultraschallmesskopfes (Länge 23 mm, Durchmesser 2,3 mm) erlauben eine Einführung des Katheters in grossen Hohlvenen und in die Lungenschlagader beim Menschen, jedoch nicht in kleinere Gefässe.

Zunehmende Bedeutung der Herz- und Kreislaufdiagnostik erlangen in letzter Zeit röntgenologische Methoden, und vor allem solche, bei denen die Röntgendichte fortlaufend gemessen wird. Das Röntgenkontrastmittel wird in eine Vene, Arterie oder in eine Herzkammer eingespritzt und seine Passage durch den interessierenden Herz- oder Kreislaufabschnitt mit Hilfe einer Röntgenquelle und eines Bildverstärkers aufgenommen. Fig. 1 zeigt das Prinzip der beiden Möglichkeiten röntgendensitometrischer Messungen, welche eine Speicherung des Vorganges der Kontrastmittelinjektion und -passage erlauben, nämlich die Cinedensitometrie [2; 12; 14; 16...18; 22] und die Videodensitometrie [8; 12; 15; 26].

Bei der Cinedensitometrie wird von den interessierenden Kreislaufabschnitten, z. B. den Halsgefässen, mit einer Kamera ein Film aufgenommen, der nach Entwicklung und Fixation mit Hilfe eines Projektors auf eine Mattscheibe projiziert wird, wo die Lichtintensität an den interessierenden Kreislaufstellen mit Photoelementen gemessen und im Sinne der Indikatorverdünnungstechnik auf dem Schreiber gegen die Zeit aufgetragen wird.

Bei der Videodensitometrie wird die Kontrastmittelpassage mit der Videokamera auf den Bandspeicher aufgenommen. Das EKG oder andere Signale können über den Umsetzer simultan auf der Tonspur des Bandes registriert werden. Beim Wiederabspielen des Bandes — was im Gegensatz zur Cinedensitometrie unmittelbar nach der Kontrastmittelinjektion möglich ist — können mit Hilfe von Fenstergeneratoren beliebig grosse rechteckige Areale herausgetastet werden. In diesen «elektronischen Fenstern», welche auf die interessierenden Kreislaufstellen plziert werden, wird das Fernsehsignal aller Videozeilenteilstücke im Bereich der Fenster je Fernsehhalbbild integriert und z. B. zusammen mit dem EKG auf dem Schreiber registriert.

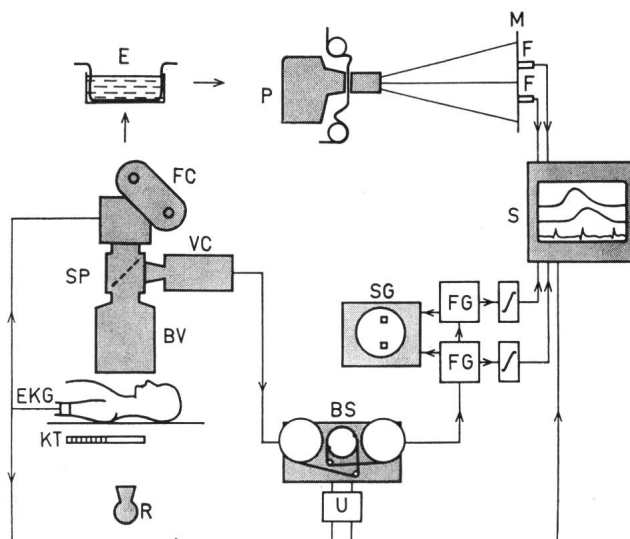


Fig. 1

Schematische Darstellung des Prinzips der Röntgencinedensitometrie und der Röntgenvideodensitometrie

BS Bandspeicher; BV Bildverstärker; E Entwicklungsbad; EKG Elektrokardiogramm; F Photozelle; FC Filmkamera; FG Fenstergenerator; KT Kontrastmitteltreppe; M Mattscheibe; P Projektor; R Röntgenröhre; S Schreiber; SG Sichtgerät; SP halbdurchlässiger Spiegel; U Umsetzer; VC Videokamera

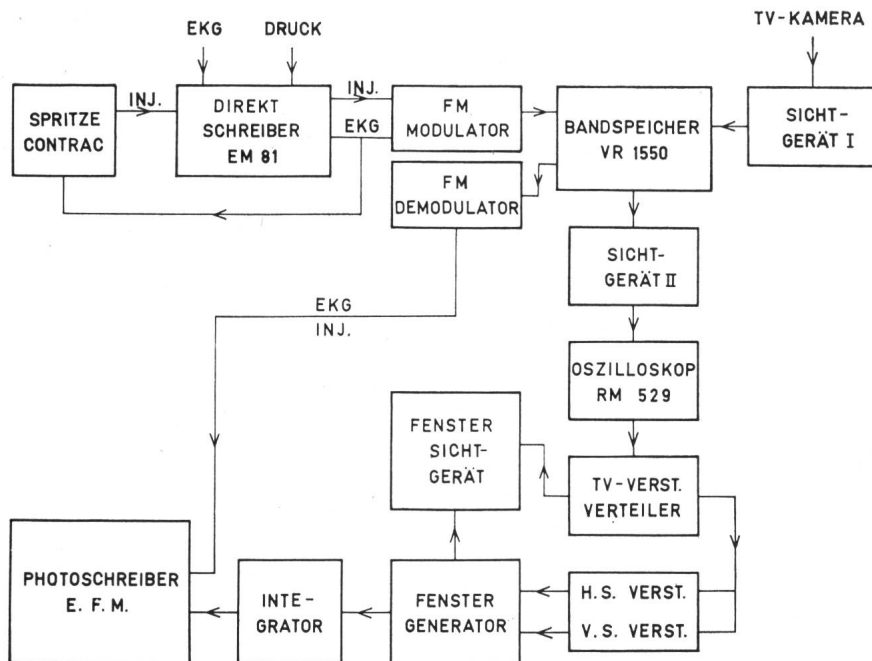


Fig. 2
Blockbild der Videodensitometrie-Anlage

Zur Kalibrierung der Kontrastmittelkonzentration bei Cine- und Videodensitometrie werden Kontrastmitteltreppen gebraucht (Fig. 3). Wir verwenden acht verschiedene Kontrastmittelkonzentrationen in geometrischer Reihe in Cuvetten von 0,5, 1 und 2 cm Schichtdicke. Diese werden über das Bildfeld hinweggezogen, und eine grosse, mit Wasser gefüllte Cuvette, die das ganze Bildfeld bedeckt, bleibt über dem Objekt. Auf diese Weise ist der Ausschlag, der durch eine bestimmte Konzentration und Schichtdicke an jedem Ort des Bildes entsteht, bekannt. Wenn die Voraussetzungen des Lambert-Beerschen Gesetzes erfüllt sind, kann die Menge (Fig. 4) oder, bei Kenntnis der Schichtdicke, die Konzentration im Gefäss

Es gibt mehrere Gründe, weshalb diese Methode besondere Zukunftsaussichten hat: Einmal ist es — im Gegensatz zu andern Indikatorverdünnungsmethoden — nicht nötig, eine Meßsonde einzuführen. Man schickt statt dessen die Röntgenstrahlen als Sensor vorbei. Zum andern ist das räumliche Auflösungsvermögen der Kontrastmittelmethode zur Darstellung von Herz und Gefässen besser als das jeder andern heute bekannten Methode. Die Kenntnis des Gefässquerschnitts ist auch z. B. für die Berechnung des Blutdurchflusses mit der Ultraschallsonde oder elektromagnetischer Sonden notwendig. Und drittens ist das zeitliche Auflösungsvermögen zur Analyse von Strömungsvorgängen bei Verwendung eines hochfrequenten Filmes oder beim Fernsehen ebenfalls verhältnismässig hoch. Diese Gründe machen verständlich, warum die Röntgenkontrastmethoden neuen Einblick in die Herz- und Kreislauffunktion vermitteln werden.

Bei unserm für die Belange der Cinedensitometrie abgewandelten Projektor kann der Abstand der Mattscheibe vom Focus variiert werden, ebenso die Lage der Photoelemente im Koordinatensystem über der Mattscheibe. Durch schlitzförmige Abdeckung der Photoelemente und durch den variablen Abstand der Mattscheibe kann die lichtempfindliche Fläche der zu messenden Struktur angeglichen werden. Da während der Transportphase des Filmes die Lichtquelle abgedeckt ist, fällt die Photospannung auf den Dunkelwert. Die Hüllkurve der einzelnen Messwerte während der Projektion jedes einzelnen Bildes entspricht also der interessierenden Indikatorverdünnungskurve.

Fig. 2 zeigt ein Blockbild unserer Videodensitometrie-Anlage. Die vom Patienten herkommenden Signale (Videosignal, EKG, Blutdruck) werden auf einen Bandspeicher aufgenommen. Das EKG dient als Auslösesignal für die Kontrastmittelinjektionsspritze. Das Fernsehsignal wird im Oszilloskop reguliert. Durch die Fenstergeneratoren werden diejenigen beliebigen rechteckigen Flächen des Bildes ausgetastet, in welchen die Röntgendichte gemessen werden soll. Nach halb-bildweiser Integration des Videosignals im Bereiche jedes Fensters wird dieses auf dem Photoschreiber gegen die Zeit im Sinne einer Indikatorverdünnungskurve registriert.

absolut bestimmt werden. Während zur Durchflussmessung aus dem Verweilzeitspektrum [Gl. (1)] eine solche absolute Konzentrationsmessung im Gefäss nötig ist, genügt für die einfache von uns vorgeschlagene Methode der Durchflussmessung aufgrund der Geschwindigkeit eine relative Konzentrationseichung. Das Prinzip dieser Durchflussmessung ist in Abbildung 5 schematisch dargestellt. Die Passage des Kontrastmittels wird an zwei Querschnitten A und B im Abstand Δs eines unverzweigten zylindrischen Gefässes vom Durchmesser d registriert. Dabei entstehen zwei Indikatorverdünnungskurven, die zeitlich geringgradig gegeneinander verschoben sind. Jede der beiden Indikatorverdünnungskurven hat eine mittlere Zirkulationszeit $\bar{t}_A$ bzw. $\bar{t}_B$ (= Schwerelinie). Diese ist gleichbedeutend mit der Zeit, zu welcher die Indikatorpartikel im Mittel den Querschnitt A bzw. B passieren. Die zeitliche Differenz der beiden mittleren Zirkulationszeiten $\Delta \bar{t}$ entspricht der Zeit, welche der Indikator im Mittel braucht, um von A nach B zu gelangen, unabhängig vom Strömungsprofil. Der Durchfluss durch das Gefäss kann deshalb als Produkt von Querschnitt und

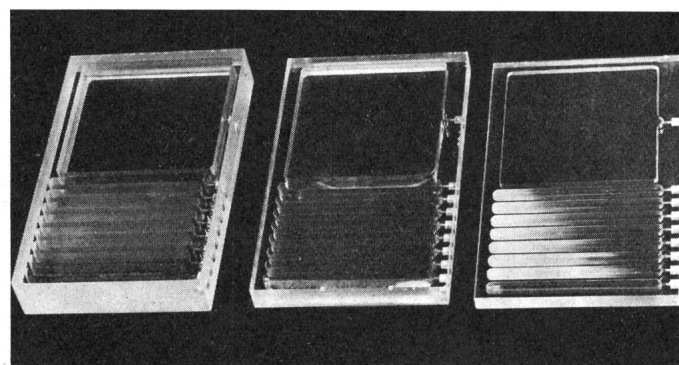


Fig. 3
Zur Eichung der Kontrastmittelkonzentration verwendete Treppen aus Plexiglas

Die Schichtdicken der darin enthaltenen Cuvetten betragen 0,5, 1,0 und 2,0 cm. Die acht kleinen Cuvetten jeder Treppe enthalten in geometrischer Reihe Verdünnungen des Kontrastmittels mit Wasser. Die grossen Kammern sind mit reinem Wasser gefüllt

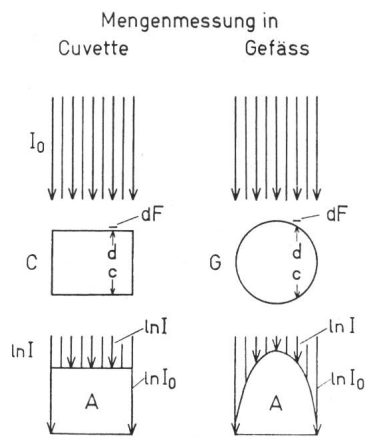


Fig. 4

Mengenmessung in planparalleler Cuvette und zylindrischem Gefäß

Die einfallende Strahlung I_0 wird entsprechend dem Lambert-Beer'schen Gesetz durch die Konzentration c und die Schichtdicke d geschwächt. Die totale Indikatormenge m in Cuvette oder Gefäß ist proportional der Fläche A unter der Kurve $\ln I_0 - \ln I$

mittlerer Geschwindigkeit oder, allgemeiner, bei nichtzylindrischen Gefäßen als Quotient aus Volumen V zwischen den beiden Meßsorten und der Differenz der mittleren Zirkulationszeiten errechnet werden.

$$Q = \left(\frac{d}{2}\right)^2 \pi \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{V}{\Delta t} \quad (3)$$

Wir haben die Genauigkeit dieser Methode an der Arteria carotis des Hundes überprüft, indem gleichzeitig mit der cinedensitometrischen Durchflussberechnung der Durchfluss mittels Messzylinder und Stoppuhr gemessen wurde. Der Korrelationskoeffizient zwischen simultanen Messwerten betrug 0,946, und es bestand keine systematische Abweichung zwischen den beiden Meßserien [16].

Auch mit der videodensitometrischen Methode wurde der Durchfluss analog überprüft. Es fand sich auch hier keine systematische Abweichung zwischen den beiden Werten.

Dadurch ist also die Möglichkeit gegeben, sowohl mit Cinedensitometrie als auch mit Videodensitometrie den Durchfluss in ml/s beim wachen Menschen durch jedes einzelne Gefäß zu messen, welches mit Röntgenkontrastmittel klar dargestellt werden kann, und zwar ohne dass dazu eine Meßsonde eingeführt werden muss.

Die Messresultate werden hier nicht im einzelnen dargestellt. Sie interessieren vor allem den Physiologen und den

Mediziner. Es genügt, festzustellen, dass wir bisher mit dieser Methode bei 46 unanästhesierten Patienten den Durchfluss durch die Halsschlagadern [5], bei 35 Patienten den Durchfluss durch die Nierenarterien und bei 49 Patienten den Durchfluss durch die grossen Hohlvenen [13] gemessen haben.

Die Entwicklung ist bei weitem noch nicht abgeschlossen. Will man den «instantanen Durchfluss», so ist dies densitometrisch ebenfalls denkbar, nämlich durch Berechnung der Lage des Schwerpunktes des Indikatorbolus auf jedem einzelnen Film- oder Fernsehbild. Voraussetzung ist ein gutes Subtraktionsverfahren, d. h. die fortlaufende Subtraktion des Bildes vor der Kontrastmittelinjektion von den Bildern mit Kontrastmittel, so dass der Hintergrund verschwindet und nur noch der vorbeifliessende Kontrastmittelbolus sichtbar ist. Jedes einzelne Bild würde dann längs der Gefäßachse abgetastet und daraus die örtliche Lage des Schwerpunktes berechnet. Die Verschiebung des Schwerpunktes im Zeitintervall von Bild zu Bild ergäbe dann den «instantanen» Durchfluss. Wichtig ist für diese Methode ein möglichst kurzer Indikatorbolus, der als ganzes auf dem Film- oder Fernsehbild beobachtet werden kann. Die Methode ist unseres Wissens bisher noch nicht realisiert worden.

Die Methode zur «instantanen» Durchflussmessung kann der zuerst erwähnten wie folgt gegenübergestellt werden: Infolge Bewegung und Dispersion des Indikators ist die Konzentration oder die Menge des Indikators eine Funktion vom Ort s und von der Zeit t . Bei der ersten Methode wird die Konzentration an zwei Orten in Funktion der Zeit bestimmt. Bei der zweiten Methode wird die Konzentration an zwei bestimmten Zeitpunkten in Funktion des Ortes bestimmt. Die erste Methode misst also die Verteilung des Indikators an zwei bestimmten Orten über die Zeit, die zweite Methode bestimmt die Verteilung des Indikators an zwei bestimmten Zeitpunkten über den Raum. Beide erlauben eine Durchflussmessung aus der räumlichen Indikatorverteilung in der Zeit.

3. Herzkammervolumenmessung

Eine vollständige Beschreibung und ein tieferes Verständnis der Herzfunktion ist unmöglich ohne Kenntnis des Kammer Volumens, denn Hub und Kammer Volumen stehen in einem für die Herzfunktion charakteristischen Verhältnis.

Indikatorverdünnungsmethoden erlauben theoretisch, aus dem stufenförmigen Konzentrationsverlauf in der Aorta ascendens nach momentaner Indikatorinjektion in die linke Herzkammer ein maximales und ein minimales Ventrikelvolumen zu berechnen. Es hat sich aber gezeigt, dass die unvollständige Mischung des Indikators im

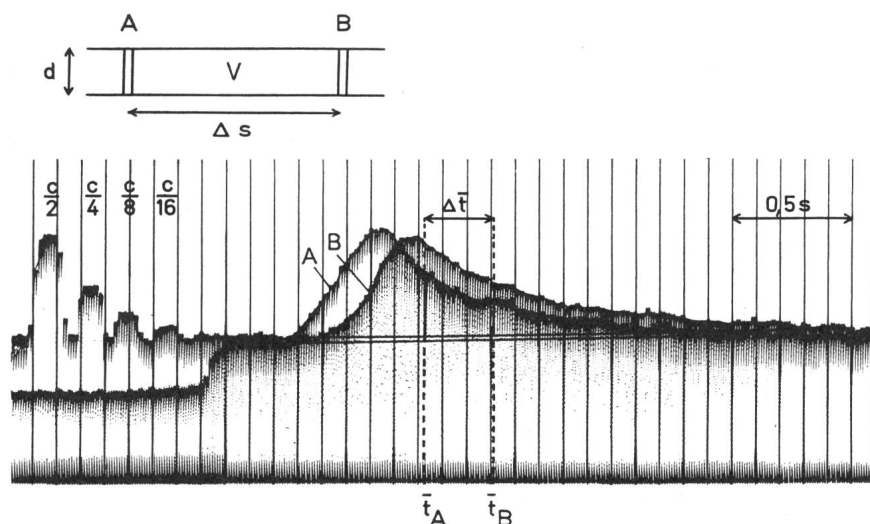


Fig. 5

Prinzip der Durchflussmessung mittels Cinedensitometrie

Links oben: Schematische Darstellung eines zylindrischen Gefäßes. Die Photoelemente werden an zwei Querschnitten A und B über das Gefäß gesetzt. Unten: Cinedensitometrische Originalkurven. Die vier Eichstufen links zeigen Linearität zwischen Ausschlag und Konzentration. Die Formel zur Durchflussberechnung ist:

$$Q = \left(\frac{d}{2}\right)^2 \pi \frac{\Delta s}{\Delta t} = \frac{V}{\Delta t}$$

Ventrikel und die Transferfunktion der Aorta ascendens beträchtliche Fehler einführen [12; 25].

Bei geometrischen Methoden zur Ventrikelvolumenmessung mit Hilfe von Röntgenkontrastmittel spielen diese Probleme keine Rolle. Ausserdem erlaubt die geometrische Methode nicht nur, das maximale und das minimale Volumen zu errechnen, sondern das Ventrikelvolumen praktisch kontinuierlich zu messen. Eine erste Annäherung resultiert aus Formeln, die den linken Ventrikel als Ellipsoid auffassen [19]. Eine genauere Methode der fortlaufenden Kammervolumenmessung ist auf der Grundlage der Videometrie heute durch die technische Entwicklung in den Bereich der Möglichkeit gerückt. Wenn eine biplane Durchleuchtungs- und Bildverstärkeranlage zur Verfügung steht, können die beiden Fernsehprojektionen des linken Ventrikels auf dem gleichen Monitor so nebeneinander aufgereiht werden, dass sie in der gleichen Höhe liegen [9]. Die Zeit, die der Fernsehstrahl braucht, um in der einen Projektion über den kontrastgefüllten Ventrikel zu streichen, entspricht der Dimension des Ventrikels in der Höhe dieser Fernsehzeile und dieser Projektion. Wenn der Strahl auf der gleichen Zeile die andere Ventrikelprojektion bestreicht, so entspricht die Abtastdauer wiederum der senkrecht zur ersten aufgenommenen Ventrikeldimension auf dieser Höhe. Diese zwei Dimensionen bilden die Achse einer horizontalen Ellipse. Die nächste und jede folgende Fernsehzeile liefern in gleicher Weise die Achsen a und b von Ellipsen. Das Volumen des linken Ventrikels V berechnet sich dann aus einer grösseren Zahl von elliptischen Schichten, wobei die Schichtdicke dem Zeilenabstand h entspricht:

$$V = \frac{\pi h}{4} \sum_{n=1}^z a b \quad (4)$$

Diese Methode scheint insbesondere in Verbindung mit der Subtraktionsmethode sehr vielversprechend. Bei Verwendung eines geeigneten Computers kann so das Ventrikelvolumen «on line» mit 50 Messwerten pro Sekunde errechnet werden. Leider ist diese Methode zur Zeit auch noch nicht realisiert.

Zur Subtraktion eignet sich vor allem das Videodisc-Verfahren. Hier wird das Fernsehbild nicht auf einem Fernsehband gespeichert, sondern auf einer Fernsehplatte. Durch elektrische Stimulation des Herzens kann eine konstante Herzfrequenz erreicht werden, so dass mit Hilfe von vier Magnetköpfen das Halbbild vor der Kontrastmittelinjektion herzphasengerecht vom entsprechenden Halbbild während der Kontrastmittelinjektion subtrahiert werden könnte. Dadurch müsste der Hintergrund vollständig verschwinden und nur noch das Kontrastmittel in den Herzhöhlen sichtbar sein. Es ist offensichtlich, dass eine solche Subtraktion an die Synchronisation erhebliche Anforderungen stellt, aber wir zweifeln nicht, dass die Hochfrequenztechnik auch dieses Problem, das unseres Wissens bisher noch nirgends realisiert werden konnte, einmal lösen wird.

Zusammenfassung

Die enge Zusammenarbeit zwischen Ingenieur und Mediziner zur Entwicklung elektronischer Messgeräte ist wohl kaum in einer Sparte der Heilkunde so wichtig und für den Fortschritt notwendig wie im Herz- und Kreislaufsektor. Einige ausgewählte Probleme der modernen kardiovaskulären

Messtechnik und deren mögliche Weiterentwicklung werden besprochen. Die zeit- und amplitudengetreue Blutdruckmessung mit Hilfe von Katheter-Spitzenmanometern und die phasischen Geschwindigkeitsveränderungen in den Gefässen, welche mit elektromagnetischen oder Ultraschall-Flowmetern gemessen werden, erhalten eine zunehmende Bedeutung. Zur Durchflussmessung durch einzelne Gefässe im intakten Organismus wie auch zur Ventrikelvolumenmessung eignet sich besonders die röntgendensitometrische Technik. Die Methode der Cinedensitometrie und der Videodensitometrie steht noch in ihren Anfängen. In Verbindung mit einem guten Subtraktionsverfahren und Computereinsatz werden diese Methoden wahrscheinlich erlauben, die in der kardiovaskulären Diagnostik entscheidenden Grössen Durchfluss und Herzkammervolumen «on line» zu bestimmen.

Literatur

- [1] O. Frank: Zur Theorie der elektrischen Transmission. Zeitschrift für Biologie 83(1925), S. 575...585.
- [2] P. Heintzen, J. Bürsch, P. Osypka und K. Moldenhaus: Röntgenologische Kontrastmitteldichtemessungen zur Untersuchung der Herz- und Kreislauffunktion. Elektromedizin 12(1967)3, S. 82...95.
- [3] R. Hegglin et al.: Kreislaufdiagnostik mit der Farbstoffverdünnungsmethode. Stuttgart, Thieme, 1962.
- [4] J. M. Kinsman, J. W. Moore und W. F. Hamilton: Studies on circulation. I. Injection method: physical and mathematical considerations. American journal of physiology 89(1929), S. 322...330.
- [5] A. Leutenegger et al.: Cinedensitometrische Durchflussmessungen durch die Halsgefässe am nicht narkotisierten Menschen. Schweizerische medizinische Wochenschrift 98(1968)33, S. 1236...1239.
- [6] C. J. Mills and J. P. Shillingford: A catheter tip electromagnetic velocity probe and its evaluation. Cardiovascular research 1(1967), S. 263...273.
- [7] Ultraminiature monometer-tipped cardiac catheter. NASA's Ames Research Center, Moffett-Field, California. NASA tech. Brief December 1967, B 67-10669.
- [8] P. Osypka: Methoden und Ergebnisse der Videodensitometrie. Elektromedizin 12(1967)3, S. 89...95.
- [9] P. Osypka und P. Heintzen: New application of television techniques for quantitative measurements in radiology and cardiology. Digest of the 6th international conference on bioengineering, Stockholm 6(1968), S. 108...110.
- [10] K. G. Plass: A new ultrasonic flowmeter for intravascular application. Trans. IEEE biomedical engineering 11(1964)4, S. 154...156.
- [11] W. Rutishauser: Indikatormethoden in der Kreislaufdiagnostik. Ein Vergleich zwischen Farbstoffverdünnung, Thermomodulation und Röntgendensitometrie. Schweizerische medizinische Wochenschrift 97(1967)11, S. 340...347.
- [12] W. Rutishauser: Kreislaufanalyse mittels Röntgendensitometrie. Habilitationsschrift der Universität Zürich 1968.
- [13] W. Rutishauser et al.: Cinedensitometric blood flow measurement through superior and inferior caval veins in conscious man. 5th european congress of cardiology, Athens, september 8...14 1968, S. 314...315.
- [14] W. Rutishauser et al.: A new method for blood flow measurement through individual vessels in intact conscious man. Circulation Supplement 36/37(1967)2, S. 228.
- [15] W. Rutishauser et al.: Videodensitometrische Durchflussmessungen im intakten Kreislauf. Cardiologia 50(1967), S. 291...296.
- [16] W. Rutishauser et al.: Evaluation of Röntgen Cinedensitometry for flow measurement in models and in intact circulation. Circulation 36(1967), S. 951...963.
- [17] W. Rutishauser, J. Stucky und N. Schad: Cinedensitometrie — eine besondere Indikatorverdünnungsmethode. Cardiologia 49(1966), S. 183...185.
- [18] W. Rutishauser, J. Stucky, N. Schad und P. Wirz: Kreislaufmessungen mittels Röntgencinedensitometrie. Verhandlungen der deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung 32(1966), S. 252...256.
- [19] M. E. Sanmarco and S. H. Bartle: Measurement of left ventricular volume in the canine heart by biplane angiocardiology: Accuracy of the method using different model analogies. Circulation Research 19(1966), S. 11...17.
- [20] H. Schäfer: Ein neues Subminiatur-Manometer für Herzkatheter und Punktionsnadel von 1,3 mm Aussendurchmesser. Verhandlungen der deutschen Gesellschaft für Kreislaufforschung 30(1964), S. 269...273.
- [21] H. Scheu, O. Sager und U. Veragut: Eine neue Methode zur intravaskulären Messung von Strömungsgeschwindigkeiten: die Ultraschallsonde. Klinische Wochenschrift 43(1965)11, S. 608...611.
- [22] J. D. Sinclair et al.: Problems in comparison of dye-dilution curves with densitometric variation at the same site in the circulation measured from simultaneous cineangiograms. Proceedings of the staff meetings of the Mayo Clinic 35(1960)25, S. 764...782.
- [23] P. Laurans: Bruits et pressions cardiovasculaires enregistrés in situ à l'aide d'un micromanomètre. Archives des maladies du cœur. (1959)2, S. 121...132.
- [24] C. Soulié: Enregistrement des pressions et des bruits intracardiaques à l'aide d'un micromanomètre. Bulletins et mémoires de la société médicale des hopitaux de Paris (1957)22/23/24, S. 713...
- [25] J. H. C. Swan, T. J. Knopp and P. R. David: Effect of aortic mixing on determination of ventricular volumes by washout. Physiologist 8(1965), S. 284.
- [26] E. H. Wood, R. E. Sturm und J. J. Sanders: Data processing in cardiovascular physiology with particular reference to roentgenvideodensitometry. Proceedings of the staff meetings of the Mayo Clinic 39(1964)11, S. 849...865.

Adresse des Autors:

PD Dr. W. Rutishauser, Medizinische Univ.-Poliklinik, Kantonsspital Zürich, Rämistrasse 100, 8006 Zürich.