

Zeitschrift: Bulletin der Schweizerischen Akademie der Medizinischen Wissenschaften = Bulletin de l'Académie suisse des sciences médicales = Bollettino dell' Accademia svizzera delle scienze mediche

Herausgeber: Schweizerische Akademie der Medizinischen Wissenschaften

Band: 11 (1955)

Heft: 1-2

Artikel: Wesen und Bedeutung klinischer hämodynamischer Untersuchungen

Autor: Scholer, H. / Wannig, H.

DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-307207>

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: 30.01.2026

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

Wesen und Bedeutung klinischer hämodynamischer Untersuchungen

Von H. Scholer und H. Wannig, Liestal

Der Zirkulationsapparat bietet unserem Verständnis manche und verschiedenartige Schwierigkeiten.

Das Herz ist in seiner Druck- und Volumenarbeit (Starling-Straub-Gesetze) *muskelpathologisch* als zusammen gewachsene Doppelpumpe zu verstehen. Der intrakardiale Klappenapparat entscheidet über den Wirkungsgrad, mit dem sich der erzeugte Druck auf die Verschiebung der Blutmenge auswirkt. Pathologische Shunts lenken den Blutstrom in krankhafter Richtung. Beide Sachverhalte sind *mechanisch* zu erklären.

Die großen Gefäße beider Kreisläufe haben die Aufgabe der Druckspeicherung, der Strömungsgleichrichtung. Das Verständnis dieser Leistung erfolgt mit Hilfe der *Elemente der Wellenlehre und der Hydrodynamik*. Ph. Brömser erkannte bei vergleichender Betrachtung der Kreisläufe verschieden gebauter Tiere, daß Windkesselabmessung, Gefäßbau, Bau des ganzen Tierkörpers und besonders die habituelle Körperhaltung (z. B. horizontale Hauptachse) aufeinander abgestimmt sind. Daraus geht hervor, wie wichtig die Korrelation der Bauteile für die Gesamtleistung der Vascularisation ist. Wir wissen ja auch, daß eine abnorme Lage beim Kaninchen den Tod herbeiführen kann trotz histologisch vollständiger Gesundheit von Herz, Gefäßen und Gehirn. Die vom Herzen produzierte Energie kann bei diesem Tier nur bei normaler Körperhaltung durch das Windkesselsystem weitergegeben werden.

In den kleinen Arterien findet die «Verteilung des Blutes auf die Gefäßprovinzen» statt. Hier spielen *nervös autonome Regelungen* eine Rolle. Im Kapillargebiet endlich haben wir die Leistungen vom *physikalisch-chemischen Standpunkt* aus zu betrachten, mechanische Sachverhalte treten zurück. Klinisches Urteil hat sowohl die morphologischen Dauerzustände als den durch die Regelungskonstellation herbeigeführten Aktualzustand zu erkennen und zu bewerten.

1. Über die Dynamik des arteriellen Systems

E. H. Weber (34) erkannte schon 1827, daß die großen Arterien mit ihrer vorwiegend aus elastischen Elementen bestehenden Wand die Rolle

eines Druckspeichers übernehmen, dem Windkessel einer Feuerspritze ähnlich, wo in einem Druckbehälter Luft komprimiert wird, damit Energiespeicherung eintritt. Bei geschlossenen Pumpenauslaßklappen wird die Energie dann wieder abgegeben und treibt die Flüssigkeit in den starren Röhren weiter. Die Kühnheit der Auffassung bestand darin, in der Arterien-(Aorten-)Elastizität das Analogon des luftgefüllten starren Behälters zu sehen. Beim Bild der Feuerspritze ist es eigentlich geblieben. Später geriet die *Webersche Lehre* in Vergessenheit. Erst der Münchener Physiologe *Otto Frank* nahm sich 1899 (8) dieser Frage wieder an, mehr noch: er machte aus ihrer Lösung eine Lebensarbeit (9). Gibt die elastische Verformbarkeit der Arterien die Möglichkeit einer Druck- und Energiespeicherung, so stellt sich die Frage nach Wesen, Ausmaß, Richtung und Bedingtheit dieser Gefäßelastizität. Es zeigt sich die Notwendigkeit, die Strömung in elastischen Gefäßen zu untersuchen und zu verstehen, um so mehr als hier nicht nur die Wirkung der Druckspeicherung maßgebend ist, sondern da auch wellenförmige Fortpflanzung von Bewegung und Wellenreflexion stattfinden und wiederum durch die elastischen Eigenschaften der Gefäße bedingt werden. Sehr bald stellte sich auch die Frage, welche Gefäße Windkesselwirkung hervorbrachten und in welchem Ausmaß, wie der Windkessel begrenzt sei, ob er überhaupt begrenzt sei und ob diese Grenzen bei einer Person festlägen. Unter Windkessel ist hinfert immer die auf einen bestimmten Gefäßabschnitt ausgedehnte Möglichkeit einer mit einem bestimmten Volumenzuwachs auftretenden Druckspeicherung zu verstehen. Voraussetzung ist die elastische Verformbarkeit. Sämtliche Forscher seit *Frank* haben erkennen müssen, daß die Bearbeitung dieser Fragen nur physikalisch und mathematisch geschehen kann. Die Arbeiten führen sofort zu Differentialgleichungen und zu schwierigen Fourier-Zerlegungen und waren daher Untersuchern vorbehalten, die das nötige mathematische Rüstzeug besaßen und überdies auch die Mühe einer Analyse nicht scheuten. In ganz hervorragendem Maße trifft das auf die *Franksche Schule* zu, die das Problem auch heute noch bearbeitet. Es ist unmöglich, auf Einzelheiten einzugehen, ohne weit auszuholen und ohne die verschiedenen Wege zum Ziel zu beschreiben. Die Ergebnisse seien weiter unten formuliert (*Frank* [10, 11, 12]). *Frank* erkannte schon, daß die Strömungsverhältnisse im elastischen Röhrensystem bei wechselnder Frequenz und wechselnder Größe des Volumenzuwachses, der durch die Systole herbeigeführt wird, zu sehr verwickelten Bedingungsgleichungen führen und daß ohne Vereinfachungen nicht auszukommen ist. Auf jeder Stufe und bei der Bestimmung jedes Wertes waren *Frank* (10, 11, 12) oder seine Schüler zu mathematischen Vereinfachungen gezwungen. Diese

Tatsache mag Außenstehende mißtrauisch machen. In Wirklichkeit ist die Angelegenheit aber so, daß überall, auch in der Technik und beispielsweise auch in der Ärodynamik und im Flugzeugbau Vereinfachungen unvermeidlich sind aus dem einfachen Grunde, weil gewisse Integrationen unmöglich sind oder gewisse Gleichungen sich als unauflösbar herausstellen. Entscheidend ist nur, ob der Bearbeiter, der eine Vereinfachung einführt, die Wirkung dieser Vereinfachung noch übersieht und mathematisch abzuschätzen vermag. In diesem Sinne müssen die hämodynamischen Arbeiten der *Frankschen Schule*, an denen sogar *Sommerfeld* beteiligt war, als klassisch bezeichnet werden. Hämodynamik ist angewandte Physik. Die Erkenntnisse sind in mathematischen Gleichungen auszudrücken, worin die Beziehungen der Größen zueinander sichtbar werden und auch evident wird, welches «Gewicht» der einzelnen Größe zukommt, ob sie im Nenner oder im Zähler, als Potenz oder gar als Exponent erscheint.

Nach *O. Frank* vermindert sich der Ausgangsdruck p_0 im Arterienrohr in der Diastole nach folgendem Gesetz:

$$p = p_0 \cdot e^{-\frac{ct}{W}}$$

wobei c eine Konstante bedeutet. Es handelt sich somit um eine Exponentialfunktion.

Die Bedingungsgleichung für den diastolischen Druck p_d drückte *Frank* wie folgt aus:

$$p_d = \frac{i \cdot W \cdot \left(1 - e^{-\frac{S \cdot E'}{W}} \right)}{1 - e^{(S+D) \cdot \frac{E'}{W}}}$$

Für den systolischen Blutdruck p_s ergibt sich dann

$$p_s = p_d \left(1 + \frac{E' \cdot D}{W} \right)$$

(Es bedeuten: i = Stromstärke; W = Widerstand = Poiseuillesche Konstante für den Strömungswiderstand; E' = Elastizitätskoeffizient des Systems; S = Systolendauer; D = Diastolendauer; a = Pulswellengeschwindigkeit; χ = Volumenelastizitätsmodul; e = Basis der nat. Log.).

Der diastolische Druck ist also proportional der Stromstärke des Herzauswurfs, er hängt vom elastischen Widerstand (Elastizitätskoeffizient) und vom Strömungswiderstand ab in Form einer Exponentialfunktion. Die mathematische Analyse des arteriellen Pulses durch *O. Frank* ergab:

1. Das Druckmaximum fällt nie vor das Geschwindigkeitsmaximum.
2. Nimmt die Dehnbarkeit der Arterienwand ab, so rückt das Druckmaximum näher an das Geschwindigkeitsmaximum heran und umgekehrt.
3. Bei Zunahme des Ausgangsdruckes rückt das Druckmaximum näher an das Geschwindigkeitsmaximum.

Die *Pulswellengeschwindigkeit* a ist nach *O. Frank* (11) durch folgenden einfachen Ausdruck bedingt:

$$a = \sqrt{\frac{dp}{\rho \cdot dV} \cdot V}$$

Es bedeuten: V = Volumen des Windkessels, Fassungsraum; p = Druck im Windkessel; ϱ = Dichte des Blutes (1,06 in normalen Verhältnissen); λ = Wellenlänge der Pulswelle.

Der *Volumenelastizitätskoeffizient* E' , der sogenannte elastische Widerstand, ist diejenige Größe, die das Maß der Speicherfähigkeit und damit der Windkesselwirkung angibt. Sie ist durch folgende Beziehung definiert:

$$E' = \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad \text{oder} \quad \frac{\text{Druckzuwachs}}{\text{Volumenzuwachs}}$$

Das *Volumenelastizitätsmodul* \mathcal{H} des Windkessels hat die Gleichung:

$$\mathcal{H} = \frac{\Delta p \cdot V}{\Delta V} = E' \cdot V; \text{ es ergibt sich aber nach der Gleichung für } a \text{ auch}$$

$$\mathcal{H} = \varrho \cdot a^2 \quad \text{und} \quad a = \sqrt{\frac{\mathcal{H}}{\varrho}}$$

Das Windkesselvolumen V ist das Produkt aus Länge L und Querschnitt Q (mittlerer Querschnitt).

$$\text{Da} \quad E' = \frac{\mathcal{H}}{V} \quad \text{so ist} \quad E' = \frac{\varrho \cdot a^2}{Q \cdot L}$$

Eine für die weitere Entwicklung der physikalischen Bestimmung von Kreislaufgrößen äußerst wichtige Erkenntnis *O. Franks* (10) war, daß die Wellenlänge der Pulswelle λ pro Person konstant sein müsse nach der Gleichung

$$\lambda = a \cdot T = \text{constans pro persona (Gesetz der stehenden Welle)}$$

Damit wurde das T , die Schwingungsdauer des elastischen Systems, die Grundschwingung des Windkessels eingeführt, die später als T_{fem} bei *Wezler* und *Böger* eine erste Bedeutung haben wird.

Damit waren Möglichkeiten in Aussicht gestellt, aus leicht messbaren Größen das Schlagvolumen und den elastischen Widerstand E' , der Ausdruck der ganzen Windkesselwirkung ist, zu berechnen. *O. Frank* drückte das Schlagvolumen V_s aus als

$$\frac{Q \cdot T(p_s - p_d) \cdot 1,33}{2 \cdot a} \quad (\text{wobei } 1,33 \text{ die Bedeutung eines Korrektionsfaktors hat}).$$

In der Formel für das Schlagvolumen spielt die Bemessung der Windkessellänge L eine hervorragende Rolle. Hier trennen sich auch die Wege *O. Franks* und seiner Schüler *Ph. Brömser*, *O. Ranke* und *K. Wezler*, *A. Böger*.

Wezler und *Böger* (38) nehmen an, daß die wirksame Windkessellänge durch $\frac{\lambda}{4}$ gegeben sei, daß also $L = \frac{a \cdot T}{4}$ sei. Sie nehmen mit guten Gründen an, daß bei $\frac{\lambda}{4}$ die Hauptreflexionsstellen liegen. Es wären dann die Verhältnisse einer einseitig gedeckten Pfeife vorhanden, bei der die Pfeifenlänge den vierten Teil der Wellenlänge beträgt. Das Windkesselende kommt dann beim Kind über das Leistenband, beim Erwachsenen ans Leistenband und beim Greis weiter distal zu liegen. Ihre Gründe sind überzeugend; es besteht eine schöne Übereinstimmung mit der Körpergröße, mit der Alterung, und es läßt sich pro persona der Wert mit hinreichender Genauigkeit bei wiederholten Messungen reproduzieren. *Wezler* und *Böger* (38) setzten ihrer Schlagvolumenbestimmung und damit auch den abgeleiteten Größen die Annahme zugrunde, daß Speichervolumen und Durchflußvolumen gleich seien. Sie stützen sich dabei auf Tierversuche und auf Auswertungen von Stromstärkekurven. Tatsächlich läßt sich durch Integration des systolischen und des diastolischen Teiles der Pulskurve der Anteil des systolischen und diastolischen Durchflusses am Schlagvolumen ermitteln.

Schlagvolumen = systolisches Durchflußvolumen + Speichervolumen =
systolisches Durchflußvolumen + diastolisches Durchflußvolumen

Speichervolumen = diastolisches Durchflußvolumen =
Querschnittszuwachs · Windkessellänge

$$\text{Querschnittszuwachs } \Delta Q = \frac{Q \cdot \Delta p}{\rho \cdot a^2} \quad (\text{cf. Abb. 1})$$

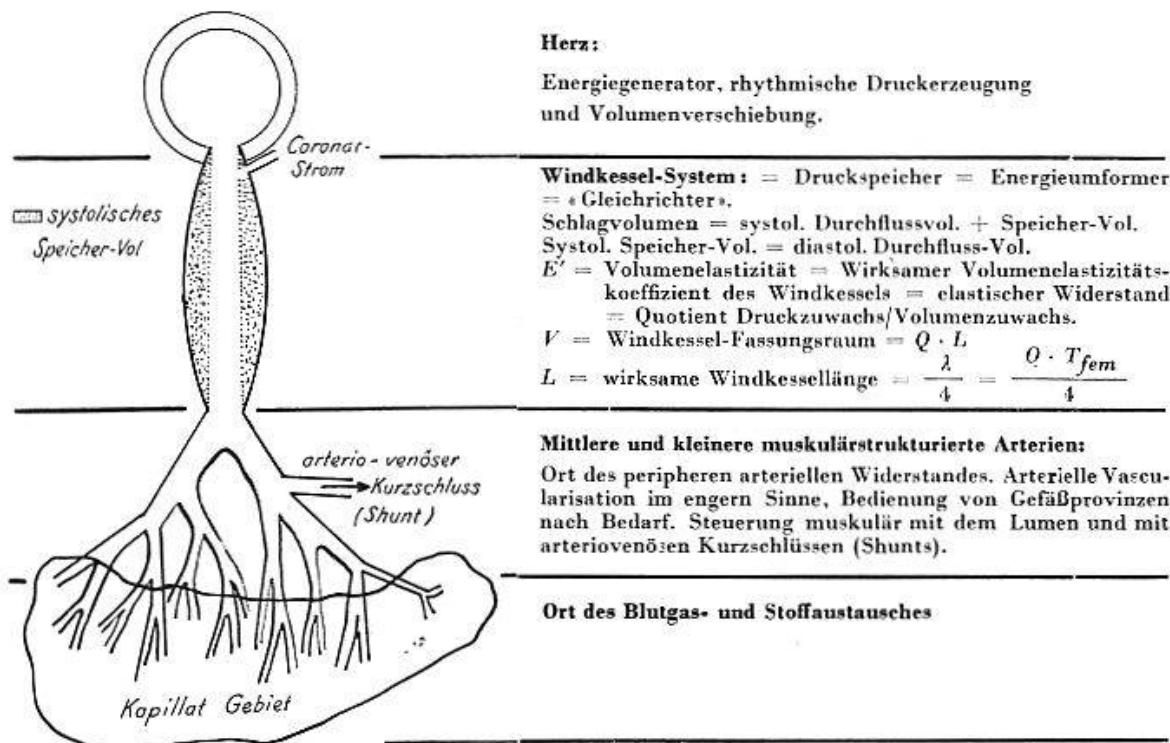


Abb. 1. Schema der arteriellen Vascularisation.

Da nach *Wezler* und *Böger* das Schlagvolumen gleich dem doppelten Speichervolumen ist, so ergibt sich für sie ein Schlagvolumen von

$$V_s = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot T_{fem}}{2 \cdot \rho \cdot a}$$

Brömser und *Ranke* verzichten auf die Größe der Grundschwungung. Ihre Annahme besteht darin, daß die Windkessellänge begrenzt werde durch den Ort, den die Pulswelle in der Systole erreiche (während *Wezler* und *Böger* diesen Ort an die Hauptreflexionsstelle verlegen). Also wird für *Brömser* und *Ranke* $L = a \cdot S$. Ihre weitere Annahme besagt, daß am Windkesselende der Abfluß konstant sei, so daß sich die Durchflußvolumina in Systole und Diastole wie die Zeiten verhalten. Es handelt sich bei diesen Vereinfachungssystemen, die zu verschiedenen Formeln führen, um grundsätzlich sehr differente Dinge.

Den Autoren selbst ist die Tatsache natürlich sehr wohl bekannt, daß ihre Vereinfachungen eine Grenze haben, bzw. daß sie nicht allen möglichen Kreislaufzuständen gerecht werden. Jedes Berechnungssystem ist in gewissen Zonen ungeeignet, seine Voraussetzungen treffen nicht mehr zu. *O. F. Ranke* (24) nimmt an, was besonders von den abgeleiteten Größen zutrifft, daß das System *Wezler/Böger* die Kreislaufschwankungen (Umstellungen) übertreibe, daß aber die Berechnung nach *Brömser* und *Ranke* sie abschwäche. Wir wollen froh sein, daß wir beide Formelsysteme haben. Wir sind dadurch in die glückliche Lage versetzt, das Schlagvolumen nach zwei mehr oder weniger unabhängigen Methoden zu berechnen. Besonders wertvoll ist diese Ausweichmöglichkeit dann, wenn uns eine eindeutige Bestimmung der Grundschwungung, des Tempus femorale nach *Wezler* und *Böger* (38) (T_{fem}), nicht gelingt. Die beiden Formelsysteme sind einander in Tab. 1 gegenübergestellt.

Tabelle 1
Gegenüberstellung der Berechnungssysteme *Wezler-Böger* und *Brömser-Ranke*

Größe	Bezeichnung	Dimension	<i>Wezler-Böger</i>	<i>Brömser-Ranke</i>	
Wellenlänge	λ	cm	$a \cdot T_{fem}$		
Windkessellänge	L	cm	$L = \frac{\lambda}{4} = \frac{a \cdot T_{fem}}{4}$	$L = a \cdot S$	
Schlagvolumen	V_s	cm ³	$V_s = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot T_{fem}}{2 \varrho \cdot a}$	$V_s = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot (S+D)S}{2 D \cdot \varrho \cdot a}$	
			T_{fem}	$\dots \dots \frac{(S+D) \cdot S}{D}$	
Minutenvolumen	V_m		Schlagvolumen · Pulsfrequenz pro Min.		
Volumenelastizitätskoeffizient = elast. Widerstand	E'	dyn/cm ⁵	$E' = \frac{4 \varrho \cdot a}{Q \cdot T_{fem}}$	$E' = \frac{2 \varrho \cdot a}{Q \cdot S}$	
			$\frac{2}{T_{fem}}$	$\dots \dots \frac{1}{S}$	
Peripherer Widerstand	W	dyn · Sek/cm ⁵	$W = \frac{p_m}{i} = \frac{p_m (S+D)}{V_s}$	$W = \frac{E' \cdot D \cdot p_d}{\Delta p}$	
Wirksamer mittlerer Blutdruck	p_m	dyn/cm ²	$p_m = \int_0^{(S+D)} p \cdot dt \cdot (S+D)^{-1}$	nach O. Frank $W = \frac{E' \cdot D}{\ln \frac{p_s}{p_d}}$	
			oder an Stelle des durch die Pulskurve eingeschlossenen Flächenintegrals dividiert durch die Pulsdauer (Höhe des flächengleichen Rechtecks) kann auch ein vereinfachter Ausdruck angewandt werden:		
			$p_m = p_d + \frac{(p_s - p_d) \cdot 43}{100}$		

Es bedeuten: T_{fem} = Grundschwingung des Windkesselrohres gemessen in der proximalen A. femoralis
 p_m = mittlerer hämodynamisch wirksamer Blutdruck während einer Herzrevolution
 p_d = diastolischer Blutdruck
 p_s = systolischer Blutdruck
 Δp = Blutdruckamplitude = $(p_s - p_d)$

2. Die Durchführung der Bestimmung der physikalischen Kreislaufgrößen

Folgende Voraussetzungen müssen erfüllt sein:

Geräte: Mindestens zwei Vorgänge, nämlich der Puls am Anfang und am Ende des Windkessels müssen mit hoher Zeitkonstanten, verzögerungsfrei und mit raschem Papiervorschub und guter Zeitschreibung

geschrieben werden können. Dabei ist es notwendig, daß auf der Geräteseite keine Verzerrungen und Schwankungen der Kurve zugeführt werden. Die Simultanschrift des Ekg. ist erwünscht. Die Pulse werden mit *Frankscher Kapsel* (Lufttransport zum Piezotransformator oder zum Lichthebel) oder direkt piezoelektrisch in loco abgetastet. Am besten scheint sich aber das neue Infratongerät von *Boucke* und *Brecht* (1) zu eignen, dessen Kondensatorwickel durch den Puls verformt werden und das hinsichtlich Eigenschwingungszahl und Einfachheit der Anwendung ideal ist. Der Patient hat als Voraussetzung die Zugänglichkeit zum Carotis- und Femoralispuls und ein ruhiges und vernünftiges Verhalten während der Untersuchung zu bringen. Die Exploration ist vollständig schmerzfrei und stellt an den Kranken praktisch keine Zumutungen.

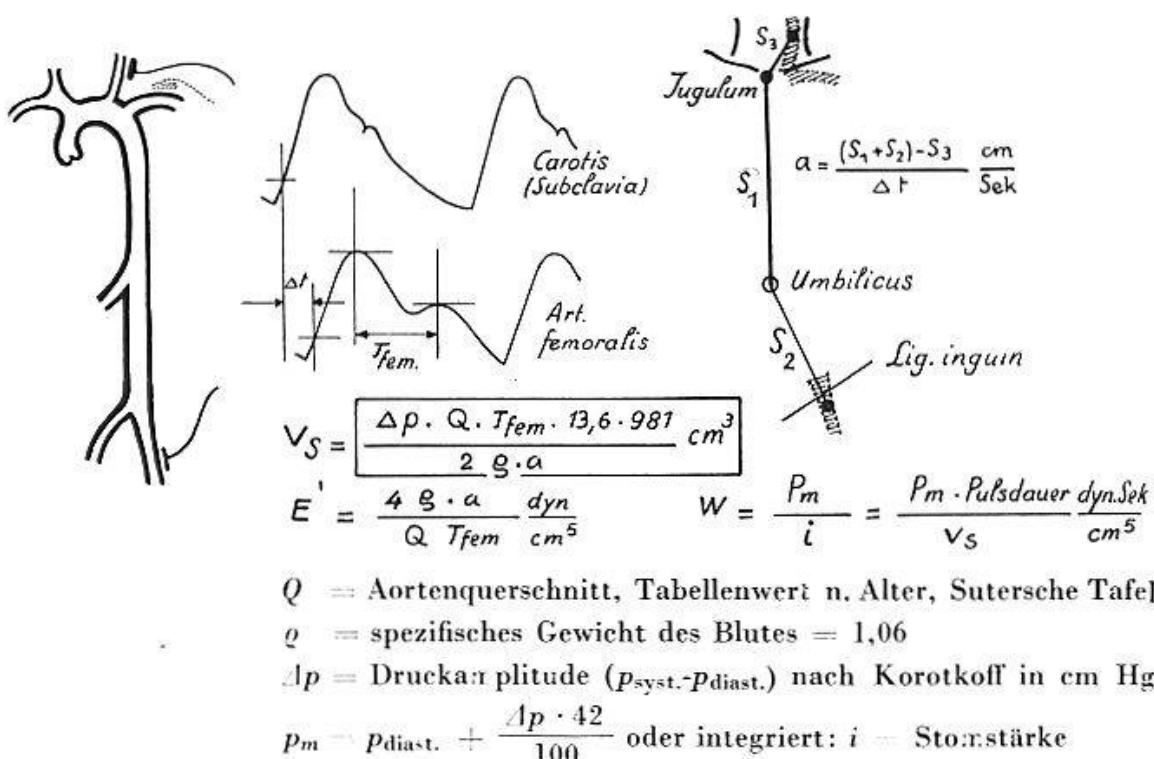


Abb. 2. Durchführungsschema der Messungen.

Durchführung im Einzelnen (Abb. 2)

Die Pulsrezeptoren werden über der Carotis oder der Subclavia so angebracht, daß die Auslenkungen möglichst signifikant registriert werden können. Meist genügt die Beschwerung des Boucke-Rezeptors mit einem Sandsack. Der Taster kann aber auch mit Stativen an die pulsierende Stelle herangebracht werden. Die Registrierung distal am Windkessel erfolgt über dem Leistenband an der Stelle der besten Pulsation in entsprechender Weise. Es muß mit einem Papiervorschub von mindestens 100 mm pro Sekunde geschrieben werden. Mit Aufnahmematerial

darf nicht gespart werden, da sehr oft einzelne Revolutionen unbrauchbar sind. Unmittelbar vor und nach der Registrierung ist der Blutdruck an der Cubitalis in üblicher Weise zu messen. Wir bevorzugen die Messung mit einem Federmanometer, und zwar sowohl auskultatorisch nach *Korotkow* und gleichzeitig oszillatorisch. Beide Werte werden im Protokoll vermerkt. Sind die Werte vor und nach der Registrierung verschieden, so wird die Messung nach einiger Zeit wiederholt. Es empfiehlt sich, nicht gleichzeitig mit der Pulsschrift die Messung durchzuführen, weil mit der Luftkompression des Oberarmes ein störendes Element eingeführt wird, was sich nicht nur psychisch, sondern sogar kreislaufmechanisch auswirkt. Der Kranke soll ruhig und entspannt liegen und weiteratmen. Die Apnoe ändert die Kreislaufwerte sehr rasch und erheblich.

Die Auswertung der Ergebnisse

Wir benötigen für die Errechnung folgende Zahlen: das Alter in Jahren, die Blutdruckamplitude des Cubitalispulses in mm Hg, die Pulswellengeschwindigkeit in cm pro Sekunde, das Tempus femorale oder die arterielle Grundschwung in Sekunden und für die *Brömser-Ranke*-Methode die Systolen- und Diastolendauer in Sekunden.

Bezüglich der Bestimmung der Blutdruckamplitude ist zu sagen, daß der Wert des diastolischen Druckes oszillatorisch zu überprüfen ist, damit nicht bei auskultatorischen Lücken und dergleichen ganz grobe Fehler eingeführt werden. Die Blutdruckamplitude wirkt sich im Endwert entscheidend aus, sie sollte deshalb mit größter Sorgfalt bestimmt werden.

Die Pulswellengeschwindigkeit wird ermittelt, indem der Zeitverzug zwischen dem proximalen und dem distalen Puls gemessen wird an den aufsteigenden Kurvenstücken. Dabei wählt man nach *Frank* das Ende des ersten Fünftels der Gesamtschwankung, um dem unscharfen Fußpunkt auszuweichen. Die Messung hat an der Zeitschreibung an Ort und Stelle zu erfolgen, damit Ungleichheiten des Papiervorschubes, die nicht ganz zu vermeiden sind, nicht als Fehler in Erscheinung treten. Die Zeit ist in Beziehung zu setzen zur Strecke Jugulum-Nabel-Ort des Pulsabgriffes, gemessen in cm, von der dann die Strecke Jugulum bis proximaler Pulsabgriff in Abzug zu bringen ist. Es ist klar, daß diese Größe durch die rohe Streckenmessung nur eine Annäherung darstellen kann. Diese Verhältnisse lassen sich aber nicht ändern. Das Tempus femorale wird der Femoraliskurve entnommen. Nach *Wezler* und *Böger* kann die Grundschwung allerdings hie und da auch der Carotiskurve entnommen werden. Wir empfehlen dieses Vorgehen aber nicht, weil dort die Täuschungsmöglichkeiten noch erheblich größer sind. Die Er-

kennung derjenigen Schwankungen, die als reflektierte Hauptwelle und damit als Ausdruck der Eigenschwingung des Windkesselsystems anzusehen sind, ist tatsächlich nicht leicht. Sorgfalt in der Durchführung und Erfahrung lassen die Schwierigkeiten allerdings immer kleiner werden. Wir empfehlen die Auswertung mehrere Revolutionen. Oft ist es so, daß unter vielen Revolutionen nur eine Kurve die signifikante Schwingung enthält. Diese Revolution ist dann auch für alle übrigen Messungen heranzuziehen. Nachträglich läßt sich oft die Schwingung auch in den verzerrten Revolutionen auffinden, wenn man einen signifikanten Wert in den Händen hat. Die Störungen und die Gründe für die Unmöglichkeit der Kurvenlektüre liegen in Verzerrungen, die bei der Abtastung der Kurve zugeführt werden, was besonders bei schlecht fühlbaren Pulsen häufig eintritt; sie können aber auch im Auftritt von reflektierten Wellen, die nicht der Hauptreflexion und damit der Eigenschwingung entsprechen, bestehen. Außerdem superponiert sich die Schwingung der fallenden Pulskurve oft sehr undeutlich und verzerrt. Vorsicht ist hier also sehr notwendig. Eine Kontrollmöglichkeit für den gemessenen Wert besteht darin, daß man nach *Wezler* und *Böger* die Länge des Windkessels ausrechnet. Es muß dann ein altersentsprechender Wert herauskommen, wenn von ganz pathologischen Kreislaufzuständen abgesehen wird. Diese Probe erhält eine erhebliche Berechtigung, wenn schon Messungen an der gleichen Person aus früherer Zeit vorliegen. Es gibt nun aber tatsächlich Fälle, bei denen die Bestimmung der Grundschwingung unmöglich oder so gewagt ist, daß ihre Verwertung unkritisch und unverantwortlich ist. In diesem Falle kann, falls die Pulswellengeschwindigkeitsmessung gelungen ist, die *Brömser-Ranke*-Formel angewandt werden, die dann noch die Bestimmung der Größen erlaubt. Konnten aber die Kurven nicht zu einer Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit verwendet werden, so ist die Bestimmung überhaupt unmöglich. Die Systolen- und Diastolendauer wird der Carotispulskurve entnommen. Eine Verwendung des Ekg. ist nicht erlaubt, da wir rein mechanische Ereignisse zeitlich bestimmen wollen. Es könnten dazu aber Tonschriften und Spitzenmechanogramme herangezogen werden. Die Berechnung wird sehr erleichtert mit Rechenscheiben, die im Handel erhältlich sind und für die Ausrechnung der Größen nach *Wezler-Böger* und auch nach *Brömser-Ranke* konstruiert worden sind¹. Die Schnelligkeit der Durchführung ist bestechend, die Genauigkeit hält sich im Rahmen der praktischen Erfordernisse. Der große Wert dieses Hilfsmittels liegt unseres Erachtens aber in einer Nebenwirkung, indem das «Gewicht eines Faktors» ohne weiteres sichtbar wird. Die Zwischen-

¹ Hersteller: Hartmann und Braun, Frankfurt a. M.

resultate werden gespeichert. An der Dislokation des speichernden Hebels ist dann ohne weiteres zu sehen, wie sich eine gemessene Größe und ihre eventuellen Ungenauigkeiten auswirken.

Wir beantworten die Frage, wie oft die Durchführung der Bestimmungen unmöglich war. Nur in 5% gelang es uns nicht, mit der *Wezler-Böger*-Methode die Kreislaufwerte zu bestimmen. In einigen Fällen konnte dann die *Brömser-Ranke*-Methode noch einspringen. Wir geben zu, daß dieser niedrige Anteil an «Versagern» darauf zurückzuführen ist, daß wir die Untersuchung oft ausdehnten und uns von einer ersten schlechten Kurve nicht abschrecken ließen. Andere Lagerung des Kranken und Wiederholung führten dann meist doch noch zu brauchbaren Resultaten. Oft muß allerdings mit einigen wenigen guten Revolutionen vorlieb genommen werden. Ähnliche Verhältnisse liegen schließlich bei allen Untersuchungsmethoden vor. Es gibt immer wieder Leute, die sehr viele «Versager» haben, weil ihnen das Ausmaß der Sorgfalt und Mühe nicht bekannt ist, das zu bessern und erfreulicheren Ergebnissen führt.

Wo liegen die Ungenauigkeiten der Methode?

Es genügt, die Formel für das Schlagvolumen anzusehen, um feststellen zu können, daß darin Meßwerte erscheinen, die als ungenau bezeichnet werden müssen. Da ist der Querschnitt der Aorta eingesetzt, der einer Tabelle entnommen wird oder sich auf der Rechenscheibe einfach aus der Altersangabe ergibt. Daß es sich damit nur um eine grobe Annäherung an die Wirklichkeit handeln kann, ist klar. Nun liegen die Verhältnisse aber so, daß die individuelle Messung mit röntgenologischen Methoden keine größere Genauigkeit herbeiführt, ja sogar, daß es aussichtslos scheint, das jemals zu erreichen. Vielleicht läßt sich allerdings einmal die Körpergröße in die Formel einführen. Da aber der Altersgang zu Veränderungen der Lichtung führt, die weit über den Einfluß der Streuung der Körpergröße innerhalb der Altersschicht hinausgehen, so ist der Mangel nicht so groß. Ein Blick auf die Rechenscheibe lehrt, daß sich der Querschnitt überhaupt nicht sehr erheblich im Endresultat auswirkt.

Wenig genau ist auch die Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit aus Gründen, die oben erwähnt wurden. Es dürfte sich aber um einen systematischen Fehler handeln, der immer etwa in gleicher Weise erscheint. Auch die Substitution des Aortendruckes durch den Cubitalis-arteriendruck führt eine Ungenauigkeit ein. Sie liegt in der Verwendung des Druckes in einer peripheren Arterie und in der Anwendung einer Methode, die aus bekannten Gründen anfechtbar ist. Auch hier läßt

sich nichts ändern, der Fehler dürfte auch systematisch sein. Unsere Empfehlung geht auf gleichzeitige Messung nach 2 verschiedenen Prinzipien. Die Dauer der Grundschwingung kann dort, wo sie signifikant erscheint, wohl recht genau bestimmt werden.

Es muß also gesagt werden, daß die indirekte Bestimmung zweifellos mit Fehlern belastet ist, daß aber diese Fehler nicht zu vermeiden sind und daß sie wahrscheinlich überall gleich eingeführt werden und deshalb auch die Vergleichbarkeit der Endresultate nicht verhindern. Wie weiter unten auszuführen sein wird, kommt es auf die Erfassung der Größenordnung und auf die Erkennbarkeit der Steuerungstendenz an und nicht auf die Erfassung der Wirklichkeit an sich, die uns wohl verborgen bleiben muß. Schließlich gelingt es auch nicht, das Gewicht eines Menschen auf mg genau zu bestimmen, wohl aber das Gewicht eines Staubkornes auf γ genau. Es liegen also auch innere Gründe vor für die Grenzen der Genauigkeit.

Die Fälle, in denen die Bestimmung unmöglich war, betrafen adipöse Personen. Die Adipositas verschließt uns in der Medizin ja noch andere diagnostische Möglichkeiten (Röntgenologie, Stoffwechselphysiologie) oder macht Bewertungen von gewonnenen Resultaten fragwürdig. Kranke mit einer sehr inäqualen Arrhythmia perpetua (peripheres Pulsdefizit) sollten von der Bestimmung des Minutenvolumens ausgeschlossen werden. Das dort gewonnene Schlagvolumen hat einen Wert, der nur für die momentane Kreislaufsituation Geltung haben kann.

4. Was sagen uns die physikalischen Kreislaufgrößen?

Nachdem die mathematischen Beziehungen und die Durchführung der Messung dargestellt worden sind, soll nochmals auf das Wesen dieser Größen eingegangen werden. Das ursprüngliche Hauptziel aller Forscher war die physikalische Bestimmung des Schlagvolumens und des Zeitvolumens des Herzens. Fast möchte man sagen, daß am Ende dieser Wert hinter der Bedeutung der Bestimmung der elastischen und peripheren Widerstände zu liegen kommt.

Das Schlagvolumen ist für diejenigen, die die hämodynamischen Vorgänge betrachten und aus ihnen Schlüsse auf die Kreislaufökonomie und Leistungsmöglichkeit zu ziehen gedenken, mehr als das energetische Ergebnis eines Pumpenhubes. Das Schlagvolumen ist der Volumenzuwachs, der im elastischen Gefäßsystem dessen momentane Eigenschaften aufdeckt und den peripheren Gesamtwiderstand aus den Folgezuständen im Windkessel erschließen läßt. Wie schon oben ausgesprochen, vermitteln uns Untersuchungen an Kranken mit sehr ungleicher absoluter Arrhythmie Einblicke in die Kreislaufsituationen, wie sie sonst

nicht zu gewinnen sind. Fast jede Revolution unterscheidet sich von den benachbarten Revolutionen hinsichtlich Wirkungsgrad und erfolgt unter verschiedenen Widerstandsverhältnissen. Die Bestimmung des Minutenvolumens ist in solchen Fällen unstatthaft.

Das Herzminutenvolumen wird bei allen physikalischen Methoden durch Multiplikation mit der Minutenfrequenz aus dem Schlagvolumen errechnet. Damit wird diese Größe etwas unsicher. Die gasanalytischen Methoden gehen umgekehrt vor. Dort wird das Zeitvolumen bestimmt und das Schlagvolumen durch Division berechnet. Es wird angenommen, daß der Coronarstrom, der 10–15% des ausgeworfenen Blutes ausmacht, nicht erfaßt werde durch die physikalischen Bestimmungsmethoden, da er das Aortenfemoralrohr nicht passiere. Diese Schlußfolgerung scheint uns nicht ganz zwingend zu sein. Natürlich geht das Blut oben in die Peripherie und scheint das Windkesselrohr nicht zu passieren. Es besteht aber doch wohl kein Zweifel darüber, daß das Coronarblut mindestens in seinem gespeicherten Anteil sich im Windkessel auswirkt. Das in der Diastole die Kranzgefäße durchströmende Blut stammt aus dem Windkessel und dürfte sich dort ausgewirkt haben in seinem Einfluß auf den elastischen Widerstand und auf die Windkesselänge. Wir sind daher der Meinung, daß der Coronarstrom durch die physikalischen Methoden mindestens teilweise erfaßt werde und daß die bisherige Auffassung einer Revision bedarf. Die Lage der Semilunarklappen ist übrigens so eigenmäßig, daß auch bezüglich des systolischen Durchflußvolumens besondere Verhältnisse vorliegen könnten. Es ist nicht ausgeschlossen, daß die Coronarien in der Diastole den größern Teil des Blutes aufnehmen. Darüber sind uns allerdings Daten nicht bekannt.

Der wirksame Elastizitätskoeffizient E' des arteriellen Systems = Volumenelastizitätskoeffizient = elastischer Widerstand ergibt sich aus Pulswelle, Querschnitt und Tempus femorale bei *Wezler* und *Böger* und aus der Systolendauer bei *Brömser* und *Ranke*. Stellt man die beiden Formeln nebeneinander, so entspräche das T_{fem} der doppelten Systolendauer, vorausgesetzt, daß beide Vereinfachungen die Wirklichkeit darstellten. Der Wert E' ist wohl der interessanteste Wert, den die Bestimmung uns schenkt. Er enthält ein Maß für die Gesamtelastizität des Windkessels. *Wezler* und *Böger* (38) haben in ausgedehnten Untersuchungen diese Größe verfolgt. Die Resultate sind etwa folgende: 1. Die Größe wird dargestellt durch den Quotienten Druckzuwachs zu Volumenzuwachs. Steigt der Wert, so bedeutet das, daß ein bestimmter Volumenzuwachs einen höheren Druckzuwachs hervorbringt, daß also die Spannung im Windkessel steigt, der «elastische Widerstand» größer

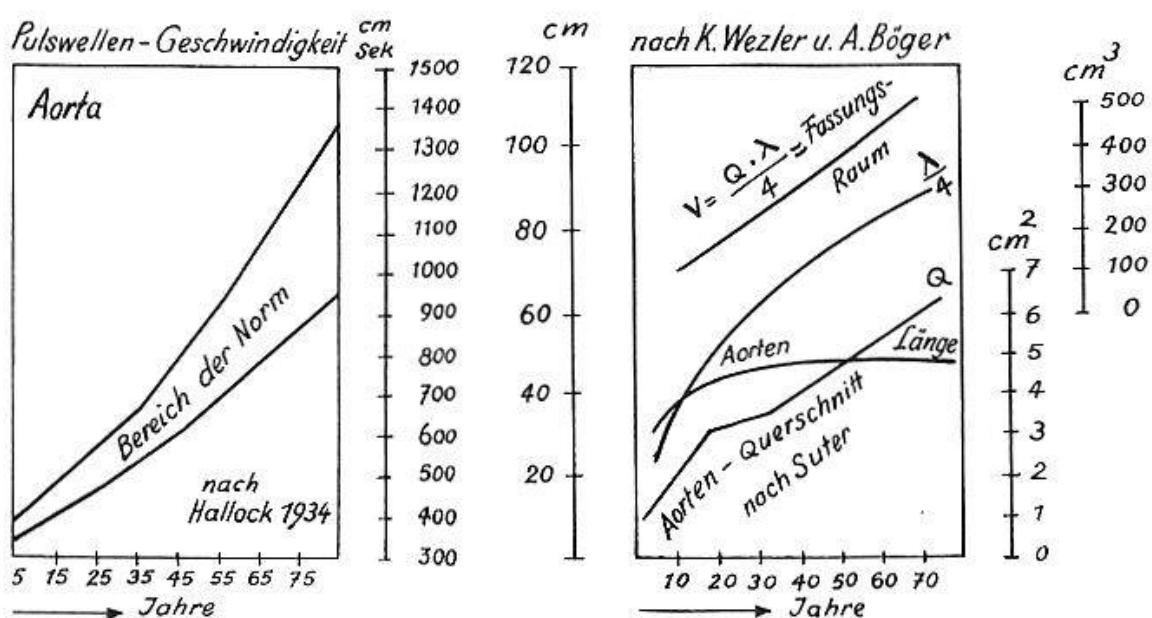


Abb. 3. Darstellung der Altersgänge der Pulswellengeschwindigkeit a , des Windkesselfassungsraumes V , der Windkesselbegrenzung mit $\frac{\lambda}{4}$, des Aortenquerschnittes Q und der Aortenlänge (Diagramme vereinfacht).

wird. Nun ist diese Spannung nicht nur durch die Materialeigenschaften des elastischen Materials der Rohrwandung bedingt und damit für lange Zeit gegeben (s. Abb. 3 rechts), sondern sie kann durch Muskeleinwirkung kurzfristig ganz bedeutend verändert werden. Die Aortenwand enthält außer den elastischen Bauelementen auch Muskeln, die in ganz eigenartiger Weise an den elastischen Lamellen inserieren. Muskelkontraktion führt nun nicht etwa zu einer Spannungserhöhung und zu einer Verminderung der Dehnbarkeit, sondern sie wirkt sich als Entspannung aus, genau wie im Mechanismus der Linsenakkommodation die Kontraktion des Ciliarmuskels die Linse entspannt. 2. Der Altersgang der Volumenelastizität E' ist ein ganz eigenümlicher, wie aus Abb. 4 ablesbar ist. Im Kindesalter ist dieser elastische Widerstand äußerst groß als Folge der Tatsache, daß das Schlagvolumen im Verhältnis zum Windkesselraum groß ist. Das kindliche Schlagvolumen beträgt beispielsweise 43 cm^3 , das Windkesselvolumen 50 cm^3 , das Verhältnis somit 0,86. Beim Erwachsenen entspricht einem Schlagvolumen von 66 cm^3 hingegen ein Fassungsraum des Windkessels von 372 cm^3 , so daß das Verhältnis 0,177 beträgt. Der niedrigste Wert wird im 3. Lebensjahrzehnt erreicht, dann erfolgt ein Anstieg bis zum 40. Jahr. Von dort an gelingt es dem Organismus, diesen Wert über Jahrzehnte konstant zu halten, trotzdem in diesem Zeitraum die Sklerosierung der Aortenwand ständig zunimmt. Dies gelingt dem Organismus nur durch eine Vergrößerung des Fassungsraumes, und zwar sowohl bezüglich des Querschnittes als bezüglich der Länge. Der Aorten-

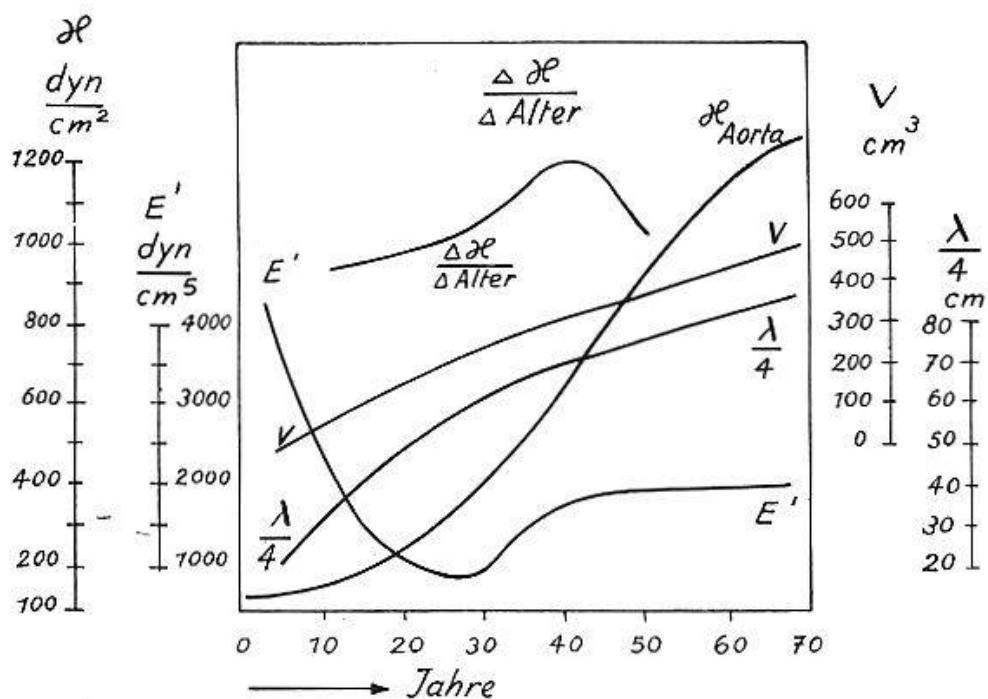


Abb. 4. Altersgänge von E' , des Elastizitätsmoduls \mathcal{H} , des Windkesselraumes V und der Windkesselbegrenzung $\frac{\lambda}{4}$ nach K. Wezler und A. Böger

erweiterung gesellt sich eine Verlängerung des Windkessels zu. So wird nach *Wezler* und *Böger* die Windkessellänge im 20. Jahr mit 56 cm bestimmt, der Fassungsraum mit 176 cm³, mit 65 Jahren sind die entsprechenden Werte 87 cm und 474 cm³. Diese Anpassung erfolgt gewissermaßen mit dem Material allein ohne Intervention der Rohrmuskulatur. 3. Der Windkessel kann aber auch kurzfristig gesteuert werden durch Aktivierung der Gefäßmuskulatur. Es erscheint sogar fraglich, ob irgend eine Blutdruckänderung vorkommt, ohne daß die glatte Windkesselmuskulatur einen merklichen Einfluß nähme. Jeder Druckanstieg im Windkessel hat allerdings schon eine passive Änderung des Moduls \mathcal{H} zur Folge, wie schon aus dessen Formel ersichtlich ist. Aber auch der Fassungsraum wird schon druckpassiv vergrößert. Die Muskeleinwirkung greift nun sowohl am Modul \mathcal{H} an als auch am Fassungsraum. Der druckpassive Modulanstieg kann aufgefangen werden, und der Windkessel kann erheblich verlängert werden. Dadurch kann der elastische Widerstand, der aus dem Quotient Modul \mathcal{H} zu Fassungsraum V gebildet wird, konstant gehalten werden. Die Muskeleinwirkung bestimmt sowohl den Querschnitt des Windkesselrohres als besonders auch den Ort der Hauptreflexion, also die wirksame Windkessellänge, die sich nach *Wezler* und *Böger* aus dem 4. Teil des Produktes aus der Pulswellengeschwindigkeit und der Grundschwingung ergibt. Die Volumensteuerung ist größer als die Modulsteuerung.

Die Pulswellengeschwindigkeit a ist abhängig vom Elastizitätsmodul \mathcal{H} und der Blutdichte ϱ . Sie weist einen deutlichen Altersgang im Sinne eines kontinuierlichen Anstieges auf (s. Abb. 3). Eine Druckzunahme führt bekanntermaßen ebenfalls zu einer Erhöhung der Fortpflanzungsgeschwindigkeit. Die Wellengeschwindigkeit ist im übrigen für verschiedene Punkte der Pulskurve verschieden; im Anfangsteil des Windkessels liegen überdies ganz besondere Verhältnisse vor, die mit der Einschübung des an sich inkompressiblen Volumens zusammenhängen. Als Beweis für diese Andeutung führen wir die verzögerungslose Übermittlung gewisser Signale der Herzklappen an, wie sie uns Herzspitzenschrift und Carotisschrift augenscheinlich gemacht haben (*Scholer* und *Springenschmid* [28]). Die Pulswellengeschwindigkeit a ist ein Wert, den wir leicht und mit verhältnismäßig großer Genauigkeit erhalten. Er erscheint in allen abgeleiteten Größen des Formelsystems von *Wezler* und *Böger*, aber auch in den Formeln von *Brömser* und *Ranke*. Die Pulswellengeschwindigkeit unterliegt aber nicht nur Modifikationen in langen Zeiträumen, wie bei der Alterung, sondern weist auch große Umwandlungen in kurzen Zeiträumen auf als Folge von Druckanstieg, pharmakologischen Einwirkungen und andern Steuerungskonstellationen. So senkt schon der Preßversuch nach *Valsalva* die Pulswellengeschwindigkeit von 747 auf 464, entsprechend der Verminderung des Moduls \mathcal{H} (*Wezler* und *Böger*).

Die Grundschwingung des Windkesselsystems T_{fem} nach *Wezler* und *Böger*. Es wurde oben angedeutet, daß für jeden Kurvenpunkt der Pulskurve eine andere Fortpflanzungsgeschwindigkeit anzunehmen sei, was übrigens schon aus der Betrachtung der Form der proximalen und der distalen Pulskurve hervorgeht. Nicht nur die Fortpflanzungsgeschwindigkeit ist verschieden, sondern auch die Dämpfung. Dadurch ergeben sich dann distal ganz andere Überlagerungen, was *Porjé* (23) durch Fourier-Zerlegung nachgewiesen hat. Die Dauer der Grundschwingung hängt von der Elastizität und Trägheit, die Dämpfung von der Reibung ab. Es handelt sich um stehende Wellen im Windkesselsystem, das seine Begrenzung durch die Orte der Hauptreflexionsstellen zu erhalten scheint. Die Grundschwingungsdauer fällt bei Druckanstieg mit dem Pulswellenanstieg. Das Tempus femorale stellt mit der Pulswellengeschwindigkeit das *direkt meßbare unabhängige Wertepaar* dar, von dem sich im Berechnungssystem *Wezler* und *Böger* alle abgeleiteten Größen errechnen. Die sphygmographische Bewertung des Carotis- und des Femoralispulses ist übrigens allein schon im Stande, uns über die Windkesselverhältnisse sehr wertvolle Aufschlüsse zu geben. Bei idealen Windkesselverhältnissen ist die Carotisincisur, der endsystolische Druck hoch,

und der Druck fällt in der Diastole langsam ab in Form einer flachgekrümmten Exponentialkurve, die abzissenwärts konvex ist. Ist die Windkesselwirkung und damit die Druckspeicherung schlecht, weil das Rohr starr ist, so nähert sich die Pulskurve einer Geschwindigkeitskurve.

Die wirksame Länge des Windkessels L und der Windkesselfassungsraum V. Alle hämodynamischen Bestimmungen des Schlagvolumens und des elastischen Widerstandes erfordern eine Bemessung des Windkesselraumes, d. h. desjenigen Gefäßabschnittes, der Druck speichern kann. Die Idealisierung und Vereinfachung führte dann zum Bild eines Rohres, das durch Querschnitt und Länge gegeben ist. *Brömser* und *Ranke* begrenzen dessen Länge mit der Laufstrecke der Pulswelle in der Systole ($L = S \cdot a$). *Wezler* und *Böger* gehen davon aus, daß die Wellenlänge das Produkt aus Schwingungsdauer und Fortpflanzungsgeschwindigkeit ist, und nehmen an, daß die Verhältnisse einer einseitig gedeckten Pfeife vorlägen, so daß darin ein Viertel der Gesamtwellen zu stehen kommt.

Für sie wird dann $L = \frac{\lambda}{4} = \frac{T_{fem} \cdot a}{4}$. *Wezler* und *Böger* haben eine sehr schöne Abstimmung ihrer Windkessellänge in bezug auf die Körpergröße und in bezug auf das Alter nachweisen können. Sie konnten beweisen, daß gleich alte Personen verschiedener Körpergröße eine Windkessellänge zugeordnet bekommen, die an die gleiche Stelle zu liegen kommt, und sie konnten außerdem nachweisen, daß die Windkessellänge sich mit dem Alter vergrößert, daß das Ende beim Kind über dem Leistenband und beim Greis sehr weit unten distal zu liegen kommt. Aber auch kurzfristige Einwirkungen können den wirksamen Windkessel vorübergehend verkürzen oder verlängern. Im Valsalvaschen Preßversuch kann die Länge von 76,5 auf 46,5 cm zurückgehen. Im Adrenalinversuch kann die Länge von 49 cm in kurzer Zeit auf 86 cm ansteigen. Die Wirkung der Windkesselmuskulatur kann diese Verlängerung verhindern. Auch im Rahmen eines Übersichtsreferates darf nicht verschwiegen werden, daß hier einige Unstimmigkeiten und Ungereimtheiten vorliegen. Es genügt schon der Hinweis auf das *Brömser-Rankesche* Produkt $S \cdot a$ als Größe der Länge, um sofort zu erkennen, daß diese Ausdehnung bei größeren Pulswellenceleritäten zu unmöglichen Werten führt. Auch die Größenbestimmung nach *Wezler* und *Böger*, die auf der Grundschwingung basiert, scheint ihre Grenzen zu haben, jenseits welchen wir uns die Sache nicht mehr vorstellen können. Es resultieren hier in extremen Kreislausituationen (Tachykardien, Arbeit, akute Druckanstiege, Adrenalinwirkung) Windkessellängen, die uns in ihrer Herabsetzung oder Vergrößerung schwer verständlich sind.

Wir wissen nicht, ob und wie weit diese Größen uns noch ein Bild der pathologischen Wirklichkeit geben, wir glauben, daß sie es trotzdem tun, sobald wir von dem Bild der Länge Abstand nehmen. Sehr wahrscheinlich vermittelt uns der vierte Teil des Produktes der Pulswellen geschwindigkeit mit der Grundschwingung und dem Aortendurchmesser eine Größe, die dem momentan wirksamen Windkesselsystem entspricht; nur dürfen wir uns dieses System nicht als einfaches Rohr vorstellen, das an den Aortenklappen beginnt und in den Beinarterien ausläuft. Wir wissen z. B., daß das proximale Aortenrohr zeitweise nicht mehr als Windkessel wirkt, daß der Windkessel sich also oben gewissermaßen verkürzen kann. Wir können uns ebensogut vorstellen, daß sich Mesenterialgefäß und Gefäß der oberen Extremität unter gewissen Bedingungen ebenso wie die Nierengefäße so sehr an der Druckspeicherung beteiligen, daß Pulswellengeschwindigkeit und Grundschwingung des Gesamtsystems sich so konfigurieren, daß damit der Schein eines sehr langen Rohres entsteht, für dessen Existenz wir kein Verständnis haben. Wir sähen einen Vorteil darin, wenn der Begriff der Länge fallen gelassen würde und wenn ein weniger verfänglicherer Ausdruck für den ganzen Fassungsraum an seine Stelle trate. Es muß unseres Erachtens eine Größe geben, die das Integral der elastischen Kräfte umfaßt, die die Windkesselwirkung ausübt².

Über die kurzfristigen Schwankungen des Windkesselquerschnittes Q , der bekanntlich für die Berechnung einer Tabelle entnommen wird, ist uns leider bei Menschen wenig bekannt bezüglich des Ausmaßes. In den Formeln für E' und für das Schlagvolumen V_s wird die druckpassive Änderung von Q nicht berücksichtigt.

5. Die Zuverlässigkeit der gemessenen Kreislaufgrößen

Wie steht es nun mit der Zuverlässigkeit der Zahlen, die uns physikalische Größen bemessen sollen? Die beste Bestätigung einer Messung ist die Übereinstimmung mit einem Wert, der auf ganz anderm Wege ermittelt wurde. Im Falle des Herzschlagvolumens und des Zeitvolumens des Herzens besteht eine solche Möglichkeit. *Fick* postulierte schon 1870 (7) die umgewälzte Blutmenge, das vom Herzen in einer bestimmten Zeit geförderte Blut, zu bestimmen aus dem O_2 -Verbrauch und der arteriovenösen O_2 -Differenz. Dieses Ficksche Prinzip wurde in Tierversuchen oft angewandt und diente auch dort zur Prüfung der physikali-

² Seit der Drucklegung unserer Arbeit haben *Bick und Jungmann* (Z. KreislForsch. 45, 81 [1955]) wichtige Beobachtungen und Gedanken über das Wesen der arteriellen Grundschwingung mitgeteilt, die durchaus unsere vorsichtigen Formulierungen bestätigen. Es sei auch auf *Jungmann*, Z. ges. exp. Med. 122, 60 (1953) hingewiesen.

schen Bestimmung von Kreislaufgrößen an Tieren. Der Anwendung am Menschen waren aber so lange unüberwindliche Schwierigkeiten in den Weg gelegt, als das periphere Venenblut und das Blut peripherer Arterien als Ausgangsmaterial für die O_2 -Differenz dienen mußte. Das Venenblut repräsentiert nicht das eigentliche Mischblut, das uns auf die Größe der Vascularisation schließen läßt. Erst der seit *Forssmann* geübte Katheterismus der rechten Kammer und der A. pulmonalis eröffnete Möglichkeiten der Prüfung am Menschen. Mit verschiedensten Fragestellungen wird heute das rechte Herz katherisiert. Wir verfügen schon über zahlreiche Angaben. Dabei stellt sich natürlich die Frage, ob diese Prüfungsmethode größere Treue und Zuverlässigkeit aufweise als die zu prüfende Methode. Ein anderer, aber ähnlicher Weg besteht in den sogenannten Fremdgasmethoden. Bei der Acethylenmethode nach *Grollmann* wird eine bestimmte Menge Gas eingeatmet und nach bestimmten Zeitabständen in der Exspirationsluft nachgewiesen. Dabei wird die Löslichkeit des Gases im Blut als konstant vorausgesetzt. Zusätzlich ist die Bestimmung des Basalstoffwechsels nötig (*Grollmann* und *Baumann* [14], *Ludwig* [20]). Gemessen wird also stets in irgendeiner Weise die Vascularisationsleistung durch Werte, die dem kleinen Kreislauf entnommen werden. Damit sind auch schon die Grenzen und Fehlermöglichkeiten angedeutet. Das direkte Ficksche Prinzip soll mit einer Fehlerbreite von 5–6% behaftet sein. Dies trifft aber nur für Ruhebedingungen und normale Kreislaufverhältnisse zu. Die Herbeiführung von Ruhebedingungen ist aber gerade bei den blutigen Methoden außerordentlich schwer (*Schmid, Reubi* und *Stettler* [27]). Nach einer brieflichen Mitteilung von *K. Wezler* rechnet man mit Stoffwechselsteigerungen bis 25% (Schätzung *R. Knebel*). Wie leicht einzusehen ist, können intrapulmonale und extrapulmonale Shunts, die in pathologischen Fällen große Bedeutung haben und auch schon beim Normalen für bestimmte Zeit in Aktion zu treten vermögen, den Quotienten Sauerstoffverbrauch zu Sauerstoffdifferenz erheblich verändern. Nach *Visscher* (32) bildet für die Treue des Fickschen Prinzips eine wesentliche Voraussetzung, daß entweder die Konzentrationsdifferenz für O_2 oder die Stromstärke in der Meßbasiszeit konstant sind. Diese Voraussetzungen sind durch große zyklische Schwankungen beider Größen nicht erfüllt. Es ist also nicht so, daß eine heroische Methode auch ohne weiteres heroische Resultate liefert. Bei den Gasmethoden kommen zusätzlich noch erhebliche andere Fehlermöglichkeiten dazu, die sich aus den Gasbestimmungsmethoden und der Unvollkommenheit der Gasdurchmischung herleiten.

Es kann also keine Rede davon sein, daß die blutigen Methoden und auch die Fremdgasmethoden nicht mit Fehlern belastet seien. Die Fehler

sind nicht einmal konstant. Trotzdem besteht nun eine ganz eindrückliche Übereinstimmung der Resultate mindestens in Tiersversuchen, wo es gelingt, sehr strenge Bedingungen einzuhalten und damit Fehlermöglichkeiten auszuschließen. So verglichen *Wezler* und *Thauer* (42) 1941 beim Hunde die Minutenvolumenbestimmung nach dem Fickschen Prinzip mit verschiedenen physikalischen Methoden. Sie kamen zu einer erstaunlichen Übereinstimmung der Resultate, gewonnen nach *Wezler-Böger* und denjenigen nach dem Fickschen Prinzip. Nur in 2 von 13 Versuchen betrug die Differenz mehr als 15%. Die mittlere Abweichung wurde mit 11,1% gemessen. Nach *Matthes* (21) ergab der Vergleich mit der Grollmannschen Acetylenmethode beim Menschen ähnliche Übereinstimmung und maximale Abweichung von —11,7 bis +18%. Es sei nochmals darauf hingewiesen, daß sich die Fehler beider Methoden addieren können.

Es gibt aber noch einen andern Weg, die Treue und Zuverlässigkeit zu prüfen, und das ist der Vergleich der Kreislaufgrößen untereinander bei Verhältnissen und Vorgängen, die uns ihrem Wesen und ihrer Richtung nach bekannt sind. Gelingt es beispielsweise, die Schlagvolumenwerte bei verschiedener Körpergröße zu vergleichen mit einem Wert, der ebenfalls von der Körpergröße abhängig ist, wobei die gleiche Proportion herauskommt, so gewinnen unsere Werte eine innere Wahrscheinlichkeit. Solche Prüfungen liegen nun vor:

a) Beziehung zur Körpergestalt. Untersuchungen von *Wezler* (36):

2 Männer von 26 und 28 Jahren wiesen sehr verschiedenen Körperbau auf. Der Zwerg maß 140 cm und wog 43 kg, der Riese 207,5 cm und 105 kg. Der Grundumsatz betrug beim kleinen Manne 1174/1357 cal, wobei die zweite Zahl den effektiven Wert und die erste Zahl den Sollwert angibt. Beim Riesen betragen die Zahlen 2335/2340 cal. Die Körperoberfläche bemaß sich beim kleinen Manne auf 1,32 m² und beim großen Manne auf 2,53 m². Nach *Wezler* und *Böger* wies der kleine Mann ein Schlagvolumen von 42 cm³ und der große ein solches von 130 cm³ auf. Das entsprechende Minutenvolumen betrug 4,13 und 8,0 Liter. Das Verhältnis der Körperoberfläche der beiden Gestalten beträgt 1,92, dasjenige des Sollgrundumsatzes 1,98 und dasjenige des Minutenvolumens 1,92, womit die innere Wahrscheinlichkeit der bestimmten Größen wohl augenscheinlich geworden ist.

b) Verhältnis des Sollgrundumsatzes zum Minutenvolumen, bestimmt nach *Wezler* und *Böger*. Hier ergibt sich eine mittlere prozentuale Abweichung von +8% und eine maximale prozentuale Abweichung von +12% vom Mittelwert $367 = \frac{\text{Soll Cal}}{V_m \text{ Liter}}$. *K. Wezler* (36) untersuchte dabei Kinder, Jugendliche, Erwachsene und Greise, so daß diesem Quotient Sollkalorien/Minutenvolumen eine große Bedeutung zukommt. Es wird dabei augenscheinlich, daß das Minutenvolumen, nach physikalischen Methoden bestimmt, parallel der Alterskurve des Grundumsatzes verläuft.

c) Die Kreislaufgrößen nach Arbeitsleistung und unter dem Einfluß kreislauf- und stoffwechselaktiver Substanzen.

Wir haben aus Arbeiten von *K. Wezler* und *A. Böger* (38) eindrückliche Beispiele zusammengestellt, die keiner weiteren Erklärung bedürfen (Tab. 2).

Tabelle 2
Aus Arbeiten von K. Wezler und A. Böger

	Minuten- frequenz	mm Hg		V_s cm ³	V_m Liter	E' dyn/cm ⁵	W dyn · Sek/cm ⁵
		p_m	A_p				
Durchschnittswerte (Gesunde von 20 bis 40 Jahren)	68	100	40	66	4,4	1900	1840
Arbeitsversuch:							
Ruhe	67		40	82	5,4		1250
3' nach Arbeit	97		88	229	21,5		275
20' nach Arbeit	79		44	96	7,5		880
Adrenalin 0,1 mg i.v							
ante inject.	61	109		79	4,8	1620	1800
20'' post inject.	92	127		133	12,2	2570	830
150'' post inject.	67	125		75	5,0	3600	2320
Pitressin (HHL- Substanz) 4 E i.v.							
ante inject.	71	99		71	5,0	1740	1580
24'' post inject.	61	102		52	3,1	2460	2580
120'' post inject.	75	113		25	1,9	2270	4730
Apnoeversuch							
ante experiment.	70	109		87	6,1		1420
20'' Apnoe	62	128		65	4,1		2540
23'' Apnoe	46	128		65	3,0		3370
Hyperthyreose				95	13,6	2700	590
Hypothyreose, Myxödem				23	1,8	2240	4320
Wachstumsperiode	Alter	Größe	Ge- wicht				
Säuglinge	4 Wo.			2,4-3,3	0,35	} nach Graser, 1953 } (13)	
Kleinkinder	2 J.			8,1-8,7	1,1		
Schulkinder	5 J.	106	18,0	24	2,3	} nach Wezler, 1949	
	10 J.	131	31,2	36	3,0		
Jugendliche	16 J.	173	66,0	86	5,2		

d) Kreislaufgrößen bei gewissen Druck- und Lageeinwirkungen. Übt man im Valsalva-Versuch einen Druck aus in Thorax und Abdomen, der auf die großen Gefäße einwirken muß (Windkesselpreßversuch), so kann nach Wezler und Knebel (39) folgendes beobachtet werden:

Pulswellengeschwindigkeit a fällt, 747 → 464 cm/Sek Entspannung
 Elastizitätsmodul fällt, 590 → 228 dyn/cm² Entspannung
 Grundschwingung des Windkessels 408 → 402 Sek · 10⁻³
 Windkessellänge 76,5 → 46,5 cm Verkürzung und Ver-
 Windkesselfassungsraum V 268 → 163 cm³ kleinerung des WK.
 Elastischer Widerstand E' 2200 → 1460 dyn/cm⁵ Entspannung.

Der Wechsel der Körperlage erzwingt eine bedeutende Umstellung des Kreislaufs, der sich in Kreislaufgrößen, die nach der Methode Wezler und Böger bestimmt wurden,

sehr schön zahlenmäßig erfassen läßt (*H. Brehm* und *K. Wezler* [2]). Das Schlagvolumen und das Minutenvolumen haben den höchsten Wert in horizontaler Lage. Im Stand kann ein Sturz bis auf 30% des Wertes in horizontaler Lage eintreten. Die elastischen und peripheren Widerstände E' und W sind am niedrigsten in horizontaler Lage und steigen im Stand bis auf 200 und 300% des Horizontalwertes. Auch bei mäßiger Kopftieflage (60°) findet ein Anstieg beider Werte auf 130 bzw. 165% des Horizontalwertes statt. Die orthostatische Wirkung eines passiven Standes ist an den Kreislaufgrößen sehr schön zu verfolgen und gibt ein gutes Verständnis für die Auswirkungen. Das Minutenvolumen kann auch bei orthostatisch stabilen Personen auf 37% des Ausgangswertes sinken und erholt sich erst nach etwa 15 Minuten.

Andere Mitteilungen liegen vor über klimatische Einwirkungen (Klimakammer), Wärmeeinwirkung (*Wezler* und *Thauer* [41]), über die Wirkung der Narkose (*Thauer* und *Wezler* [31]), über die Resultate der Einwirkung in der Unterdruckkammer (*Ranke* [25]), über Umstellung des Kreislaufs von vagotoner Konstellation in sympathikotone Steuerungslage (*Wezler* [36]), über Untersuchungen bei Hypertonikern und Kardiopathien (*Steinmann* [30]). Auch die Einwirkung des Übergangs in mittlere Höhen hat durch *Haus* und *Jungmann* (16) kürzlich eine Bearbeitung gefunden. Eine Bestätigung der Treue und Zuverlässigkeit liefert übrigens schon die einfache Wiederholung der Untersuchung an der gleichen Person, wobei größere Zeiträume dazwischen liegen (s. unsere eigenen Beobachtungen, Tab. 3).

Die auf so verschiedenen Wegen gewonnenen Befunde sind nur verständlich, wenn man annimmt, daß die physikalische Bestimmung der Kreislaufgrößen, besonders auf dem Wege, den *Wezler* und *Böger* angegeben haben, ein Bild liefern, das von der Wirklichkeit nicht weit entfernt sein kann. Die Kreislaufgrößen geben uns Erklärungen für kritische Konstellationen, die wir wohl vermutet haben, die wir aber in ihrem Wesen und ihrer Größe ohne sie nicht erfassen konnten. Das soeben Gesagte läßt sich eindrücklich erkennen in den Untersuchungen von *Duesberg* und *Schroeder* (6) bei Kollapszuständen.

6. Der klinische Nutzen der hämodynamischen Betrachtungen

Sind uns die Größen Blutdruckamplitude, Schlagvolumen, Minutenvolumen, elastischer Widerstand (Volumenelastizität des Windkessels), peripherer arterieller Gesamtwiderstand und Windkessellänge irgendwie bekannt, wobei die Anforderung an die «Genauigkeit der Messungen» nicht einmal entscheidend ist, so gelingt es uns, den Kreislauf als hämodynamischen und energetischen Vorgang einigermaßen zu verstehen. Das Herz, das bisher unsere Aufmerksamkeit fast ausschließlich besaß, wird nur noch zum Druckgenerator, bei dem die Aktivierung, die mechanische Ökonomie (Klappenapparat und eventuelle Shunts) und die aktuelle Kraft (histologischer Zustand des Myokards+Elektrolyten- und

Tabelle 3. Klinische Beispiele

Befund, Diagnose	Alter Jahre	Größe cm	Gew. kg	Blutdruck mm Hg	Fre- quenz	$Q_{Aort.}$	a cm/Sek.	$T_{fem.}$	L cm	V_s cm ³	V_m Liter	E' dyn/cm ³	W dyn·Sek cm ⁶	
Vegetative Dystonie (♀) (Schwankungsbereich, größerer Zeitraum)	17	172	62,0	140/80	77	2,7	597	0,35	52,2	60,0	4,6	2600	1850	
		nach 2 Tagen		140/80	80			700	0,36	63,0	53,0	4,2	2800	
		nach 3 Wochen		140/80	88			607	0,35	53,1	58,5	5,1	2700	
		nach 2 Monaten		130/75	79			506	0,38	48,7	64,0	5,0	2100	
		andere Revolution:			64			614	0,42	64,4	63,0	4,0	2300	
Gesunder Knabe ♂ (Schwankungsbereich)	12	142	36,4	115/60	54	2,0	456	0,36	41,0	53,8	2,9	2900	2300	
		nach 2 Tagen		115/55	54			473	0,32	37,8	49,0	2,7	3200	
		nach 1 Monat		105/55	84*			471	0,38	44,6	50,0	4,2*	2600	
					58***			—	—	—	—	2,8**	—	
Gesundes Mädchen ♀	7	128	29,0	105/60	76	1,6	650	0,32	52,0	20,2	1,6	5300	3900	
Adipositas, endokrine Störung (♀)	16	161	75,4	155/75	78	2,6	581	0,46	66,8	97,0	7,6	2200	1170	
Minutenvolumen bei Hyperthyreose (♀) (Thiomidoltherapie)	43	155	55,4	145/75	96	4,3	693	0,35	60,6	90,0	8,85	2000	950	
		nach 2 Tagen		125/70	87			661	0,35	57,8	77,0	6,6	1920	1120
		nach 1 Woche		120/65	82			653	0,35	57,1	77,0	6,3	1900	1100
		nach 3 Wochen		125/70	77			716	0,35	62,6	70,0	5,5	2050	1350
Elastizitätshochdruck (♀)	62	158	65,0	250/110	68	5,3	1250	0,24	75,0	87,0	5,9	4200	2350	
		nach 2 Monaten		250/120	78			1400	0,27	94,5	81,0	6,3	4100	2300

Minutenvolumenhochdruck (♀)	62	156	62,0	190/90	79	5,3	714	0,40	71,4	183,0	14,5	1450	750
	nach 1 Monat			180/95	72		854	0,33	64,6	107,0	7,65	2100	1400
Minutenvolumenhochdruck bei Hyperthyreose, Therapie (♀)	50	159	50,6	160/60	85	4,6	836	0,26	54,3	89,0	7,5	2800	1200
	nach 3 Wochen			130/70	80		888	0,255	56,6	56,5	4,5	3200	1700
Myasthenia gravis (♀)	31	157	54,0	105/75	52	3,6	766	0,33	63,1	29,0	1,5	2800	4700
Widerstandshochdruck bei Nephrosklerose (♂)	64	165	71,4	280/130	49	5,4	2700	0,28	189,0	52,0	2,6	7500	6000
	nach 3 Monaten			240/120	56		2350	0,30	176,2	51,0	2,75	6200	5300
Sekundäre Schrumpfniere, Urämie (♂)	47	182	82,4	170/120	69	4,5	857	0,31	66,4	49,0	3,4	2700	3400
	nach 8 Tagen			170/120	69		1200	0,35	105,0	40,0	2,75	3200	4200
Hochdruck bei Nephrosklerose, Mischform (♀)	52	167	79,1	255/160	69	4,8	1200	0,22	66,0	51,0	3,6	4500	4200
	nach 2 Wochen			250/140	81		1770	0,22	97,3	49,0	3,4	7100	3700
	nach 5 Wochen			240/130	71		1260	0,24	75,0	62,0	4,4	4600	3200
Paroxysmale Tachykardie, Kentsches Bündel, Anfall und Ruhezustand (♀)	52	163	60,0	115/90	200	4,8	866	0,14	30,3	14,0	2,8	5460	3900
	nach 5 Wochen			110/75	58		614	0,42	106,5	82,0	4,8	1300	1550
Valvuläre und muskuläre Kardiopathie (♀)	55	160	48,0	95/70	71	4,9	600	0,40	60,0	61,0	4,2	1300	1580
Valvuläre und muskuläre Kardiopathie, Ödeme (♂)	61	167	68,0	105/80	67	5,3	606	0,18	27,2	25,0	1,65	2650	4300

* max. ** min.

Hormonmilieu) entscheidend sind. Wir erhalten nun aber auch Aufschluß darüber, was mit dieser kardiogenen Energie geschieht, wie sie umgewandelt und fortgeleitet wird und was sich für Rückwirkungen auf das Herz ergeben aus den Verhältnissen des Windkessels und der Peripherie³. Es wird augenscheinlich, daß dem Herzen eine bestimmte Verhaltensweise, eine bestimmte Frequenz, ein zu erzeugender Druck aufgezwungen werden und daß besonders der diastolische Blutdruck uns ausgezeichneten Einblick in die Verhältnisse des Windkessels und des peripheren arteriellen Gesamtwiderstandes gibt. Tatsächlich haben *Wezler* und *Böger* (38) auch nicht gezögert, eine Blutdrucklehre zu formulieren. Die meisten Begriffe, die wir heute in der Klinik der Hypertonie verwenden, gehen auf diese hämodynamischen Untersuchungen zurück, z. B. «Minutenvolumenhochdruck», «Widerstandshochdruck», «Elastizitätshochdruck» und dergleichen. Die wichtigste Erkenntnis besteht darin, daß der erzeugte Blutdruck eine Erfordernis darstellt, dessen Größe durch drei Faktoren bestimmt wird: 1. durch das Zeit-(Minuten-)Volumen, 2. durch den peripheren Strömungswiderstand W , 3. durch den elastischen Widerstand (Elastizitätsverhältnisse des Windkessels) E' . Jedem Blutdruckwert können pathologische Verhältnisse in den ihn letztlich bestimmenden Komponenten zugrunde liegen. Mancher scheinbar pathologische Blutdruckwert erhält bei Kenntnis seiner Komponenten die Deutung der Gutartigkeit oder Flüchtigkeit. Wie schon *Brömser* (3) zeigte, wird das höchste Minutenvolumen durch eine Pulsfrequenz von etwa 120–130 erreicht, wenn E' und W einigermaßen normal sind. Das Maximum des Blutdruckes liegt bei dieser Konstellation etwa bei einer Frequenz von 100 für den systolischen Druck. Die maximale Herzleistung errechnet

³ Durch die wichtigen Untersuchungen von *K. Wezler* und *W. Sinn* über das «Strömungsgesetz des Blutkreislaufes» sind uns nun noch weitere Einsichten geboten worden. Das Stromvolumen ist in elastischer Bahn eine Funktion des Druckes als querschnittsändernde und als treibende Kraft. Ähnlich wie der Druck in Antriebskraft und Dehnungsdruck zerfällt, setzt sich die Gesamtstromstärke aus zwei Anteilen zusammen, aus demjenigen, der bei starrem Röhrensystem vorhanden wäre und aus dem Anteil, der dem dehnungsvariablen Strömungsanteil *Wezlers* entspricht. Im Kreislauf des Lebewesens kann infolge der Veränderlichkeit der Gefäßelastizität bei Druckanstieg das Stromvolumen weit überproportional zunehmen oder bei Druckverlust überproportional abnehmen, was reziproken Änderungen des Widerstandes entspricht. Gefäßdimension und der periphere Widerstand sind eine Funktion des Druckes, und es werden nunmehr Konstellationen verständlich, die früher als paradox galten und Einwände gegen die Resultate der sphygmographischen Kreislaufuntersuchung zu begründen schienen. Der Kurzschluß: Blutdruckerhöhung = Widerstandszunahme ist nicht zulässig. Das Minutenvolumen kann sinken mit dem Blutdruck bei gleichzeitigem Widerstandsanstieg. Der Wegfall eines Dehnungsdruckes kann den Widerstand erhöhen. Durch diese neuen hämodynamischen Ergebnisse haben die einfachen Bestimmungsmethoden, von denen wir hier reden, eine sehr wichtige Bestätigung erfahren durch die Grundlagenforschung.

sich für eine Frequenz von ca. 110. Mit steigender Frequenz nimmt die Blutdruckamplitude mit den absoluten Blutdruckwerten rasch ab. Anstieg des peripheren Widerstandes hat Anstieg des diastolischen und systolischen Blutdruckes zur Folge, die Amplitude verkleinert sich. Anstieg des elastischen Widerstandes E' , also abnehmende Dehnbarkeit des Windkessels, hat Absinken des diastolischen Druckes und Anstieg des systolischen Druckes zur Folge. Die Amplitude vergrößert sich. *Wezler und Böger* (38) formulieren diese Zusammenhänge etwa wie folgt:

Einer Zunahme des diastolischen Druckes kann zugrunde liegen:

1. Frequenzzunahme bzw. Minutenvolumenzunahme.
2. Eine Zunahme von W .
3. Eine Abnahme von E' (Zunahme der Dehnbarkeit).
4. Gleichzeitige Änderung verschiedener Komponenten.

Einer Zunahme des systolischen Druckes kann zugrunde liegen:

1. Eine Frequenzzunahme bzw. Minutenvolumenzunahme.
2. Eine Zunahme von W .
3. Eine Zunahme von E' (Abnahme der Dehnbarkeit).
4. Gleichzeitige Änderung mehrerer Komponenten.

Einer Zunahme der Blutdruckamplitude kann zugrunde liegen:

1. Schlagvolumenzunahme bzw. Abnahme der Pulsfrequenz.
2. Zunahme von E' .
3. Abnahme von W .
4. Gleichzeitige Änderung mehrerer Variablen.

Die Bedeutung eines bestimmten Blutdruckes ergibt sich somit erst aus der Kenntnis seiner ihn bestimmenden Faktoren.

Von größter Bedeutung ist aber die Kenntnis der Kreislaufgrößen und der Widerstände in kritischen Kreislaufkonstellationen, wo wir meist über das Wesen der Störung und über das Ausmaß einer möglichen Gefahr sonst nur Vermutungen hegen können. Es handelt sich um Schock- und Kollapszustände, über Zustände bei akuten und chronischen Infekten und an sich stets um Vorgänge, die plötzlich hereinbrechen können und von uns Ärzten Verständnis und Entschluß zu therapeutischer Intervention gleichzeitig und imperativ fordern.

Die heute geübten Narkosemethoden haben eine Verständnis für die Vascularisationsvorgänge und Steuerungsmöglichkeiten zur Voraussetzung, das nie ganz befriedigt werden kann. Die aktuellen Möglichkeiten, einen Organismus durch Hibernation für den chirurgischen Eingriff vorzubereiten und ihn dem nachfolgenden Schock zu entziehen, erfordern das gleiche Verständnis und die gleiche Notion. Dabei ist im Falle der Hibernation nicht zu vergessen, daß dem warmblütig gesteuerten Organismus etwas zugemutet wird, für das er nicht gebaut ist

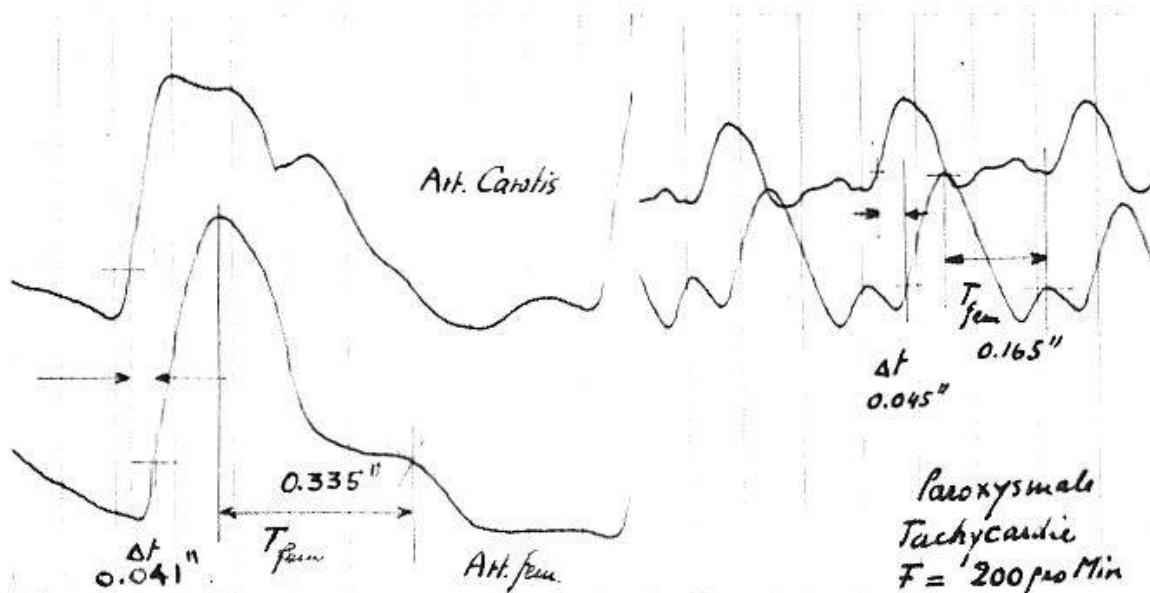


Abb. 5.

und wofür er vermutlich auch keine adäquaten Steuerungsmechanismen hat in diesem neuen Bereich. Überall ist somit die Kenntnis hämodynamischer Verhältnisse nötig und, wie wir glauben, heute der beste Führer, den wir zur Zeit haben, um in diese terra incognita einzudringen.

Dazu kommen die kreislaufaktiven und baroaktiven Pharmaka, die oft brutale Umstellungen erzwingen, deren Ausmaß wir nur hämodynamisch verstehen können. Es liegen daher genug Gründe vor, diese Lehren in der Klinik zu pflegen. Die heute beschaffbare technische Ausrüstung, Zwei- oder Mehrfachschreiber und Rezeptoren für Mechano-gramme, gewährleistet die Durchführung auch in einfachem Rahmen und für die ambulante Praxis.

Wir fühlen uns verpflichtet, einige Beispiele aus unserem Erfahrungsgut vorzulegen, die einen Eindruck vermitteln sollen von der Signifikanz der Werte (Tabelle 3). Die Zahlen sprechen wohl für sich selbst. Wir möchten zeigen:

- daß die Werte bei Wiederholungen in vertrauenswürdiger Weise bei stationären Kreislaufverhältnissen nach längern Intervallen wieder zu gewinnen sind;
- daß sich die Hochdruckformen gut unterscheiden lassen;
- daß die Methode nach *Wezler* und *Böger* uns in einzelnen Fällen schlagartig Einblick in eine schwere Lage geben kann;
- daß das Wesen einer Grenzkonstellation, wie sie eine paroxysmale Tachykardie mit einer Frequenz von 200 darstellt, augenscheinlich wird und daß wir auch erfahren, mit welchen Mitteln sich der Körper vor dem Zusammenbruch einer vitalen Leistung schützt, nachdem das Herz eine abnorme und gefährliche Frequenz vorgibt. Es wird zentralisiert, die

Widerstände werden hochgestellt, damit die Vascularisation noch für vitale Bedürfnisse ausreicht.

Außerdem legen wir zwei Dokumente von Sphygmogrammen vor (Abb. 5).

7. Schlußbetrachtungen

Die hämodynamischen Lehren, wie sie auf sorgfältigen mathematischen und physikalischen Untersuchungen aufgebaut worden sind, haben verschiedene Wege finden lassen, um mit der Blutdruckamplitude, Pulswellengeschwindigkeit im Windkessel, Dauer von Systole und Diastole oder mit der Grundschwingung des arteriellen Systems zu einer Bestimmung des Schlagvolumens und des Minutenvolumens zu kommen. Das Minutenvolumen errechnet sich leider durch Multiplikation mit der Frequenz aus dem Schlagvolumen und ist daher schon bei Pendelrhythmus und Arrhythmien recht anfechtbar. Außerdem lassen sich aus den direkt gemessenen Größen der sogenannte elastische Widerstand des Windkessels und die Größe des peripheren arteriellen Gesamtwiderstandes errechnen. Es versteht sich von selbst, daß den abgeleiteten Größen eine geringere Genauigkeit und Zuverlässigkeit zukommt als den direkt gemessenen Werten.

Die mathematische Grundlage der Lehre ist einwandfrei. Der Weg zur praktischen Anwendung erforderte aber verschiedene Idealisierungen und Vereinfachungen. Die Durchführung selbst hat außerdem Meßwerte als Grundlage, die ebenfalls mit Fehlern belastet sind. An dieser Tatsache läßt sich nichts ändern. Sie trifft aber auch für andere Methoden zu. So kann beispielsweise bei den blutchemischen Methoden der Schlagvolumenbestimmung der chemische Analysenwert sehr genau sein. Die nachherige Berechnung stützt sich aber dann wieder auf Voraussetzungen, die längst nicht immer erfüllt sind. Es ist nicht wohl denkbar, daß eine bessere physikalische Methode gefunden werden kann in dem Sinne, daß ein der Wirklichkeit näher liegendes physikalisches Modell der Lehre und der Berechnungsmethode zugrunde gelegt werden kann. Allen physikalischen Bestimmungswegen (*Wezler-Böger, Brömser-Ranke, Wetterer* [35] und *von Recklinghausen* [26]) liegt das Bild des Windkessels, der Druckspeicherung durch elastische Eigenschaften einer Wand oder eines Mediums zugrunde. Es hat noch nie jemand diesen alten Gedanken *E. H. Webers* durch einen besseren, wirklichkeitstreueren ersetzen können. Die bisherige Forschung lehrt sogar, daß die Wirklichkeit noch verwickelter ist, als uns die Windkessellehre vermuten läßt. Schon *Alois Müller* (22) machte mit seinem «erweiterten Ausflußgesetz» einige Vorbehalte. In jüngster Zeit haben *Wezler* und *Sinn* (40) in ihrem «Strömungsgesetz

des Blutkreislaufes» wichtige Feststellungen gemacht. Das Poiseuillesche Gesetz gibt die Strömungsverhältnisse des Blutkreislaufes nicht befriedigend wieder. Der Druck im elastischen Rohr treibt nicht nur die Blutsäule vorwärts, sondern führt mit der Deformation der Bahn eine Widerstandsänderung herbei. Diese Verhältnisse wurden an Stromstärke/Druck-Kurven untersucht. Es wurden komplizierte Kurvenverläufe nachgewiesen. Die Berechnung des Widerstandes pro Kurvenpunkt ist nicht mit dem Differentialquotienten $\frac{dp}{di}$ allein möglich. Angesichts einer so großen Verwicklung, die mathematisch außerordentlich schwer zu erfassen und zu verfolgen ist, muß die Hoffnung auf eine einfachere Formel, als wir sie haben, die trotzdem der Wirklichkeit noch näher käme, wohl aufgegeben werden. *Wezler* und *Böger* haben schon für gewisse Kreislaufkonstellationen ihre Formel als nicht befriedigend gültig bezeichnet und deren Anwendung nicht empfohlen. Es betrifft dies besonders abnorme Aortenquerschnitte, dann die Verfälschung der Blutdruckamplitude durch Aorteninsuffizienz und die Fälle, in denen die sphygmographische Analyse einen totalen Windkesselverlust anzeigt. Bei näherer Betrachtung ist auch die Pulswelle kein einheitlicher Wert, sondern ein Interferenzwert, der die Wirksamkeit einer Schar von Longitudinalwellen ausdrückt (s. *Waldvogel* [33], *Porjé* [23]). Die Grundschwingung des arteriellen Systems ist in ihrem Wesen ebenfalls nicht ganz leicht zu erfassen. Sie entsteht langsam, von proximal nach distal fortschreitend (*Laszt* und *Müller* [18, 19], ferner *dalla Torre* [5]). Wie schon bemerkt, kann die Grundschwingung verschwinden und die Messung des Tempus femorale (T_{fem}) unmöglich machen. Der Druck im Windkessel kann als Folge von Wellenreflexion distal größer sein als in der Aortenwurzel, womit klar ist, daß Rückwirkungen energetischer Art nach dem Zentrum hin erfolgen müssen (*Laszt* und *Müller* [18, 19]). Auch die Druckamplitude war distal meist größer als in der Aorta. Die Druckzunahme betrifft aber nur den systolischen Druck (*Hamilton* und *Dow* [15]). Eigentliche Unschärfe ergibt sich schon bei ganz einfachen Dingen, wie bei der Blutdruckmessung, wo jede Messung den zu messenden Druck verändert (*von Recklinghausen* [26]). Schließlich sind gewisse Größen aus solchen «innern Gründen» nicht genau meßbar, wie es z. B. schon für eine Gewichtsbestimmung zutrifft. Nie wird es gelingen, einen Felsblock auf das Gramm genau zu wägen.

Die hämodynamischen Forschungen der Vergangenheit nötigen Bewunderung ab, die sich gleichermaßen auf die Endresultate als auf die sorgfältige und beharrliche Durchführung beziehen. Die Zukunft wird durch mühsame Forschungen noch einiges beitragen können. Wunder

an Einfachheit und Genauigkeit wird man aus dargelegten Gründen nicht erwarten können. Der Umweg, den die Ballistokardiographie gewählt hat, um zu Erkenntnissen über die mechanischen Leistungen des Herzens zu kommen, hat sich bald auch als beschwerlich und hindernisreich erwiesen. Die Schlagvolumenbestimmung auf Grund des Ballistokardiogramms nach *Starr* (29) hat sich als nicht verwendbar erwiesen (*Kummer* und *Landes* [17]). Die beiden Autoren konnten aber nachweisen, daß die Multiplikation des Resultates nach *Starr* mit einem Korrektionsfaktor und mit dem Verhältnis elastischer Widerstand zu peripherem Gesamtwiderstand, bestimmt nach *Wezler* und *Böger*, zu einer ausgezeichneten Übereinstimmung mit der Schlagvolumenbestimmung nach *Wezler* und *Böger* führt. Damit hat also dieser Umweg der Ballistokardiographie zu einer sehr wertvollen Bestätigung der rein hämodynamischen Methode Anlaß gegeben.

Die physikalischen Methoden der Bestimmung von Kreislaufgrößen führen nicht direkt zu klinischen Diagnosen. Sie führen aber zu Resultaten, die gedanklich verarbeitet und vorsichtig verwertet wichtige klinische Einblicke geben und uns therapeutische Entschlüsse erleichtern, ja oft erst ermöglichen.

Zusammenfassung

1. Alle Methoden der physikalischen Bestimmung des Schlagvolumens und der Widerstände basieren auf dem Bild des Windkessels, d. h. der Druckspeicherung durch elastische Gefäßwände.

2. Auf dieser Basis wurden mehrere Methoden aufgebaut, unter denen diejenige von *Wezler* und *Böger* wohl die wertvollste darstellt. Es können bestimmt werden das Schlagvolumen, die wirksame Windkessellänge, die Volumenelastizität oder der elastische Widerstand des Windkessels und der periphere arterielle Gesamtwiderstand.

3. Die Methode ist unblutig und stellt für den Untersuchten keine Zumutung dar. Sie hat zur Voraussetzung einen Zweifachschreiber mit hohem Papiervorschub und guter Zeitschreibung, ferner Rezeptoren, die arterielle Pulse treu aufzeichnen.

4. Die Ergebnisse vermitteln wertvolle Einblicke in Steuerungslagen und Kompensationsmöglichkeiten. Die drei Blutdruckfaktoren: Herzzeitvolumen, elastischer und peripherer Widerstand sind uns damit erkennbar.

5. Die hämodynamischen Untersuchungen sind besonders wertvoll für die Erkennung krankhafter Kreislaufkonstellationen, wie sie als Kollapszustände usw. bezeichnet werden. Sie geben aber auch Aufschlüsse über die Auswirkungen kreislauf- und baroaktiver pharmakologischer Körper.

6. Die Methode nach *Wezler* und *Böger* weist eine gute Übereinstimmung mit Ergebnissen auf, die auf ganz andern Wegen gewonnen wurden (blutige, gasanalytische Methoden). Die Werte erweisen sich auch als zuverlässig und brauchbar bei Anwendungen, die den andern Methoden ohnehin verschlossen sind.

Résumé

1. Toutes les méthodes de détermination du volume systolique et des résistances sont basées sur l'image de la chambre à air, c'est-à-dire, sur l'accumulation de pressions par les parois élastiques des vaisseaux sanguins.

2. En se basant sur ce principe, diverses méthodes ont été élaborées parmi lesquelles celle de *Wezler* et *Böger* est la plus parfaite. On peut déterminer le volume systolique, la longueur du tuyau agent en qualité de chambre à air, l'élasticité de volume, c'est-à-dire, la résistance élastique de la chambre à air et la résistance artérielle périphérique totale.

3. Cette méthode n'est pas sanglante et ne présente pour le sujet examiné aucune épreuve désagréable. Elle consiste en un enregistrement double avec déplacement rapide du papier et une bonne notation du temps, puis, en des récepteurs qui perçoivent exactement le pouls artériel.

4. Les résultats obtenus permettent de bien comprendre les conditions régulatrices et les possibilités de compensation. On peut ainsi reconnaître les trois facteurs de la pression sanguine qui sont: le volume-minute du cœur, la résistance élastique et la résistance périphérique.

5. Ces examens sont particulièrement importants pour l'étude des troubles circulatoires, tels qu'ils se produisent p. e. dans les collapsus. Ils permettent également d'étudier l'action de médicaments agissant sur la circulation et la pression sanguine.

6. La méthode de *Wezler* et *Böger* donne des résultats analogues à ceux que l'on a obtenus par d'autres méthodes (méthodes sanglantes et analyse des gaz). Les valeurs obtenues sont très satisfaisantes et peuvent être utilisées dans les cas, où toute autre méthode n'est pas applicable.

Riassunto

1. Tutti i metodi di determinazione fisica del volume della pulsazione e delle resistenze sono basati sul principio della camera d'aria, cioè dell'accumulazione di pressione da parte delle pareti elastiche dei vasi sanguini.

2. Su questa base furono sviluppati diversi metodi, tra i quali il migliore è quello di *Wezler* e *Böger*. Si possono determinare il volume di

pulsazione, la lunghezza del tubo agente da camera d'aria, l'elasticità di volume oppure la resistenza elastica della camera d'aria e la resistenza totale arteriosa periferica.

3. Questo metodo è incruento e non è sgradevole per l'esaminando. Si serve di un doppio apparecchio scrivente, con dispositivo per un rapido avanzamento della carta e buona registrazione del tempo, inoltre di ricettori che registrano fedelmente pulsazioni arteriose.

4. I risultati ottenuti forniscono interessanti prospettive in problemi di regolazione e possibilità di compensazione. Si vengono così a conoscere i tre fattori della pressione: volume cardiaco per unità di tempo, resistenza elastica e resistenza periferica.

5. Gli esami emodinamici sono di grande utilità specialmente per lo studio di stati patologici della circolazione, ad esempio collassi, ecc. Danno inoltre schiarimenti sugli effetti di sostanze farmacologiche che agiscono sulla circolazione e la pressione.

6. Il metodo di *Wezler* e *Böger* dà risultati che bene concordano con altri, ottenuti con sistemi del tutto differenti (metodi cruenti, con analisi di gas). I valori ottenuti sono anche sicuri e usabili in casi, nei quali gli altri metodi non entrano neppure in linea di conto.

Summary

1. All methods of physical determination of the cardiac stroke and heart resistance are based on the picture of an air regulator, that is the storing of pressure by elastic vessels walls.

2. On this basis several methods have been worked out, that of *Wezler* and *Böger* being the most useful. It is possible to determine the stroke volume, the most effective length of air regulator, the volume elasticity or the elastic resistance of the air regulator and the peripheral arterial total resistance.

3. The method is bloodless and does not make any demands upon the subject. It provides a double writer with high paper supply and good time recording, and furthermore receptors which give a true recording of the arterial pulse.

4. The results give an important insight into the conditions of regulation and the possibilities of compensation. The three blood pressure factors of the heart minute volume, the elastic and the peripheral resistance are thus made recognisable.

5. Hæmodynamic investigations are especially important for recognition of pathological constellations of the circulation, such as collapse states, etc. They also provide information on the effect of circulatory and baroactive pharmacological bodies.

6. The method of *Wezler* and *Böger* shows a good agreement with the results found in quite other ways (gas analytical methods). The values also prove to be reliable and useful in cases in which other methods would be impossible.

1. *Brech*, K., und *Boucke*, H.: *Pflügers Arch. ges. Physiol.* **1952**, 256. – 2. *Brehm*, H., und *Wezler*, K.: *Z. ges. exp. Med.* **120**, 481 (1953). – 3. *Brömsen*, Ph.: *Nauheimer Fortbildungslehrgänge* Bd. 14, Theodor Steinkopff, Dresden 1938. – 4. *Czerny*, A.: *Sammlung klinischer Vorlesungen über Kinderheilkunde*. G. Thieme 1942. – 5. *Dalla Torre*, L.: *Helv. physiol. pharmacol. Acta* **4**, 361 (1946); **4**, 373 (1946); **4**, 569 (1946). – 6. *Duesberg*, R., und *Schröder*, W.: *Pathophysiologie und Klinik der Kollapszustände*. S. Hirzel, Leipzig 1944. – 7. *Fick*, A.: *Sitzungsber. physiko-med. Ges. Würzburg* 1870, zit. nach M. Hochrein: *Herzkrankheiten I*, Theodor Steinkopff, Dresden 1941. – 8. *Frank*, O.: *Z. Biol.* **37**, 483 (1899). – 9. *Frank*, O.: *Z. Biol.* **45**, 445 (1904). – 10. *Frank*, O.: *Z. Biol.* **46**, 441 (1905). – 11. *Frank*, O.: *Z. Biol.* **71**, 255 (1920). – 12. *Frank*, O.: *Z. Biol.* **85**, 91 (1927). – 13. *Graser*, F.: *Klin. Wschr.* **31**, 816 (1953). – 14. *Grollmann* und *Baumann*: *Schlagvolumen und Zeitvolumen des gesunden und kranken Menschen*. Theodor Steinkopff, Dresden 1935. – 15. *Hamilton*, W. F., und *Dow*, P.: *Amer. J. Physiol.* **1925**, 48 (1939), zit. nach *Laszt* und *Müller*. – 16. *Haus*, E., und *Jungmann*, H.: *Schweiz. med. Wschr.* **83**, 1156 (1953). – 17. *Kummer*, P., und *Landes*, G.: *Z. Kreisl.Forsch.* **42**, 45 (1953). – 18. *Laszt*, L., und *Müller*, A.: *Helv. physiol. pharmacol. Acta* **10**, 1 (1952). – 19. *Laszt*, L., und *Müller*, A.: *Helv. physiol. pharmacol. Acta* **10**, 259 (1952). – 20. *Ludwig*, H.: *Festschrift R. Stachelin*. Benno Schwabe, Basel 1935; *Z. exp. Med.* **99**, 352 (1936). – 21. *Matthes*, H. U.: *Arbeitsphysiologie* **10**, 668 (1939), zit. nach K. *Wezler*. – 22. *Müller*, Aloys: *Festschrift R. Stachelin*. Benno Schwabe, Basel 1935. – 23. *Porjé*, J. G.: *Acta physiol. scand. Suppl.* **13**, 42 (1946), zit. nach *Waldvogel*. – 24. *Ranke*, O. F.: *Verh. dtsch. Ges. Kreisl.Forsch.* 15. Tagung. Dietrich Steinkopff, Frankfurt a. M. 1949, Anhang S. 1. – 25. *Ranke*, O. F.: *Luftfahrtmed.* **1**, 120 (1936), zit. nach K. *Wezler*. – 26. *von Recklinghausen*, H.: *Blutdruckmessung und Kreislauf*. Theodor Steinkopff, Dresden 1940. – 27. *Schmid*, A., *Reubi*, F., und *Stettler*, V.: *Cardiologia (Basel)* **23**, 90 (1953). – 28. *Scholer*, H., und *Springenschmid*, M.: *Schweiz. med. Wschr.* **83**, 975 (1953). – 29. *Starr*: *Amer. J. med. Sci.* **214**, 3 (1947), zit. nach *Kummer* und *Landes*. – 30. *Steinmann*, B.: *Ergebn. inn. Med. Kinderheilk.* **62**, 991 (1942). – 31. *Thauer*, R., und *Wezler*, K.: *Arch. KreislForsch.* **12**, 125 (1943). – 32. *Visscher*: *Briefliche Mitteilung von K. Wezler*, J. appl. Physiol. 1953. – 33. *Waldvogel*, W.: *Helv. physiol. pharmacol. Acta* **8**, 259 (1950). – 34. *Weber*, E. H.: (1827) zit. nach *Wezler* und *Böger*. – 35. *Wetterer*, E., und *Deppe*, B.: *Verh. dtsch. Ges. KreislForsch.* 15. Tagung. Dietrich Steinkopff, Frankfurt a. M. 1949, Anhang S. 91. – 36. *Wezler*, K.: *Verh. dtsch. Ges. KreislForsch.* 15. Tagung. Dietrich Steinkopff, Frankfurt a. M. 1949, Anhang S. 16. – 37. *Wezler*, K.: *Briefliche Mitteilung 1953*. – 38. *Wezler*, K., und *Böger*, A.: *Ergebn. Physiol.* **41**, 292 (1939). – 39. *Wezler*, K., und *Knebel*, R.: *Z. Biol.* **98**, 99 (1937); **98**, 302 (1937); **99**, 355 (1938). – 40. *Wezler*, K., und *Sinn*, W.: *Das Strömungsgesetz des Blutkreislaufs*. Cantor KG, Aulendorf (Württ.) 1953. – 41. *Wezler*, K., und *Thauer*, R.: *Z. exper. Med.* **112**, 95 (1942); **112**, 345 (1943). – 42. *Wezler*, K., und *Thauer*, R.: *Z. exp. Med.* **109**, 247 (1941); *Z. KreislForsch.* **33**, 486 (1941).