

Zeitschrift: Tätigkeitsbericht der Naturforschenden Gesellschaft Baselland

Herausgeber: Naturforschende Gesellschaft Baselland

Band: 20 (1953-1954)

Artikel: Wesen und Bedeutung klinischer hämodynamischer Untersuchung

Autor: Scholer, Hans

DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-676576>

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: 15.01.2026

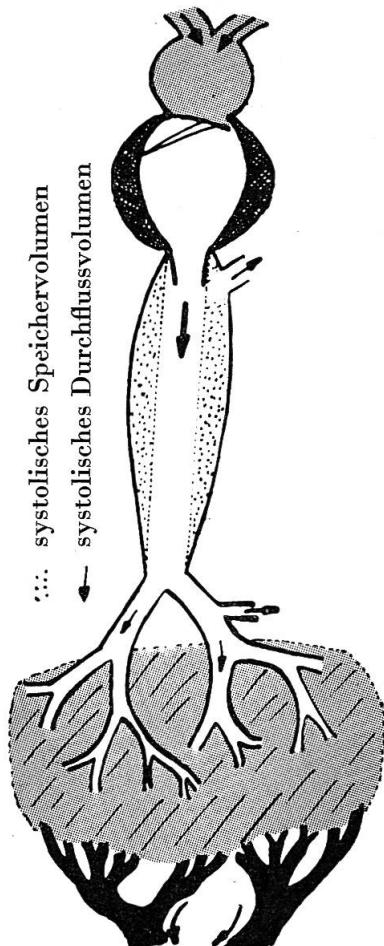
ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

Wesen und Bedeutung klinischer hämodynamischer Untersuchungen

von HANS SCHOLER

Die Erkenntnis, dass das Herz als zusammengewachsene Doppelpumpe Volumen- und Druckarbeit leistet und rhythmisch ein wechselndes Volumen unter steigendem Druck in ein diskontinuierlich einseitig geschlossenes System grosser elastischer Röhren einpresst, stellte die Frage nach Wesen und Bedeutung des Flüssigkeitstransportes in elastischer Bahn mit wechselndem Druck und Volumen.

Fig. 1



Lungen-Venen

Vorhof

Herzkammer

Energie-Generator, rhythmisch diskontinuierliche Volumenverschiebung.

Coronarkreislauf

Windkessel-System:

Druckspeicher

Energie-Umformer
„Gleichrichter“ für Druck und Strömungsgeschwindigkeit.

E' = Volumenelastizität

= elastischer Widerstand

= wirksamer Volumenelastizitätskoeffizient des Windkessels.

Gebiet der mittleren und kleinern muskulär gebauten Arterien:

Ort des peripheren Widerstandes W. Vascularisation im engern Sinne, Bedienung von Gefässprovinzen nach Massgabe des Bedarfs. Steuerung mit Lumen und mit arteriovenösen Shunts. Vorwiegend muskuläre Steuerung.

Kapillar-Gebiet:

Ort des Blutgas- und Stoffaustausches.
Steuerung chemisch, Viscosität variabel.

Venen-Gebiet:

Blutrückführung

Man erfuhr, dass man einen Druckspeicher vor sich habe, der die Strömung einigermassen gleichrichtet, man stellte fest, dass von diesem System eine wichtige Steuerung ausgeht und dass die kardiale Druckarbeit weitgehend erfordert wird durch Fassungsraum und Dehnbarkeit dieses sogenannten Windkesselsystems. Das System ist nicht anatomisch,

Die Formelsysteme

Grösse	Sym- bol	Dimen- sion	Wezler und Böger	Brömser und Ranke
Wellenlänge	λ	cm	$\lambda = a \cdot T_{fem}$	
Windkessellänge	L	cm	$L = \frac{\lambda}{a} = \frac{a \cdot T_{fem}}{4}$	$L = a \cdot S$
Schlag-Volumen	V_s	cm ³	$V_s = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot T_{fem}}{2 \cdot \rho \cdot a}$	$V_s = \frac{\Delta p \cdot Q \cdot (S+D) \cdot S}{2 \rho \cdot a \cdot 2D}$
Minuten-Volumen	V_m	cm ³	Schlagvolumen \times Minutenfrequenz	
elast. Widerstand	E'	dyn cm ⁵	$E' = \frac{4 \rho \cdot a}{Q \cdot T_{fem}}$	$E' = \frac{2 \rho \cdot a}{Q \cdot S}$
peripherer Wider- stand	W	dyn.sek cm ⁵	$W = \frac{P_m (S+D)}{V_s}$	$W = \frac{E' \cdot D \cdot P_d}{\Delta p}$
wirksamer mitt- lerer Blutdruck	P_m	dyn cm ²	$P_m = \int_0^{(S+D)} p dt \cdot (S+D)^{-1}$	

(oder an Stelle des durch die Pulskurve eingeschlossenen Flächenintegrals dividiert durch Pulsdauer, [Höhe des flächen-gleichen Rechtecks] eine Vereinfachung:)

$$P_m = P_d + \frac{(P_s - P_d) \cdot 43}{100}$$

es bedeuten:

T_{fem} = tempus femorale = Grundschwingung des Windkesselrohres, gemessen in der Art. femoralis.

P_m = mittlerer, haemodynamisch wirksamer Blutdruck pro revolutione.

P_d = diastolischer Blutdruck.

P_s = systolischer Blutdruck.

Δp = Blutdruckamplitude = $P_s - P_d$.

Q = Aortenquerschnitt.

S = Systolendauer.

D = Diastolendauer.

a = Pulswellengeschwindigkeit.

ρ = Dichte des Blutes.

sondern physiologisch begrenzt nach Massgabe elastischer und wellenmechanischer Momentaneigenschaften. Die Schule OTTO FRANKS bearbeitet seit einem halben Jahrhundert diese Fragen physikalisch und mathematisch, wobei Methode, Beharrlichkeit und Erfolg gleicherweise zu bewundern sind. Die Tochterschulen WEZLERS und BRÖMSERS fanden Wege, die uns die Grösse des pro Revolution eingepressten Volumens berechnen lassen. Dieser Wert kann auf verschiedenen Wegen mit Elementen ermittelt werden, die verhältnismässig einfach am Windkesselsystem zu gewinnen sind. Beide Methoden benötigen den Aortenquerschnitt (Tabellenwert) und die Pulswellengeschwindigkeit, WEZLER und BÖGER dann die sogenannte Grundschwingung des Windkessel-systems, BRÖMSE und RANKE dafür Systolen- und Diastolendauer. Diese unblutigen Untersuchungen am Menschen haben aber durchaus nicht die Bestimmung des Schlag- bzw. Minutenvolumens als wichtigstes Ziel. Den Forschern war die Errechnung des elastischen Widerstandes, des Quotienten aus Druckzuwachs zu Volumenzuwachs wichtiger. Steigt dieser Wert E' , so bringt ein bestimmter Volumenzuwachs einen höhern Druckzuwachs hervor, die Spannung im Windkessel steigt. Man erkannte, dass diese Spannung durchaus nicht nur durch die Materialeigenschaften der elastischen Rohrwand bestimmt und für lange Zeit gegeben ist, sondern dass Muskeleinwirkung auf das Windkesselsystem den Wert für E' kurzfristig verändern kann. Damit wurde eine wichtige vitale Steuerungsmöglichkeit entdeckt. Beide Forschergruppen gelangten auf verschiedenen Wegen auch zur Grösse des peripheren Gesamtwiderstandes W . Mit diesen gemessenen und errechneten Grössen, Pulswellengeschwindigkeit, Schlagvolumen, Zeitvolumen, elastischer Widerstand, peripherer Gesamtwiderstand und momentan wirksame Windkessellänge gelingt es nun Einblicke in die Kreislaufkonstellation zu bekommen. Es entstand eine Theorie des Blutdruckes, die uns sowohl die vom Herzen geforderte systolische Höhe, als auch die durch die Windkesselkonditionen und peripheren Widerstandsverhältnisse konfigurierte diastolische Blutdruckhöhe verstehen lässt. Die Schule WEZLER wandte sich dann der Grundfrage zu, die übrigens auch von ALFRED FLEISCH und ALOIS MÜLLER schon bearbeitet worden war: «welches sind die Gesetze, die die Strömung in *elastischen* Bahnen determinieren, und was für Besonderheiten ergeben sich aus diesen Einrichtungen?» Dieses Problem erforderte wie alle hämodynamischen Fragen Projektion auf die physikalischen Grundlagen und Bearbeitung mit dem Rüstzeug höherer Mathematik. Die Ergebnisse verschaffen uns Einblick in das Gebiet, der kleinen, muskelstarken, wanddicken Arteriolen, in

einem Bezirk, wo der Widerstand entsteht, von wo ebenfalls wichtige Steuerungen ausgehen und wo die Lenkung des Blutstromes nach den Bedürfnissen der Peripherie stattfindet. Der Suspensionscharakter des Blutes eröffnet die Möglichkeit veränderlicher, das heisst druck- bzw. stömungspassiver Viskositätsverhältnisse. Die Bahnelastizität und der Druckwechsel schliessen als weitere Faktoren die Gültigkeit des POISEUILLESchen Gesetzes aus. Das Stromvolumen ist in elastischer Bahn eine Funktion des Druckes als querschnittsändernder und als treibender Kraft. Ähnlich wie der Druck in Antriebskraft und Dehnungsdruck zerfällt, setzt sich die Gesamtstromstärke aus zwei Anteilen zusammen,

Fig. 2

Überdehntes, devitalisiertes

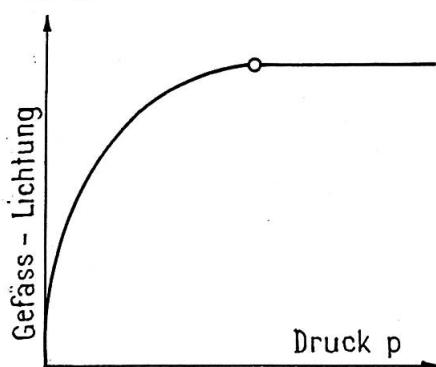
Gefäss.

Typ A

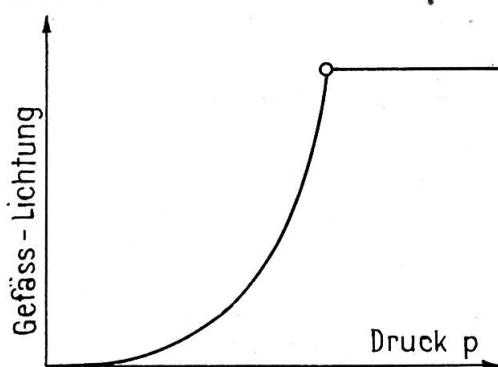
Kontrahiertes Gefäss.

Typ K

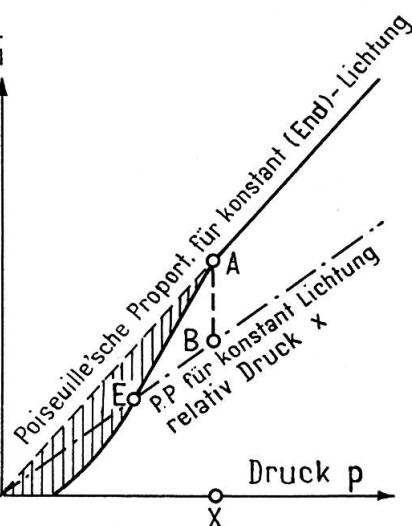
Radius r



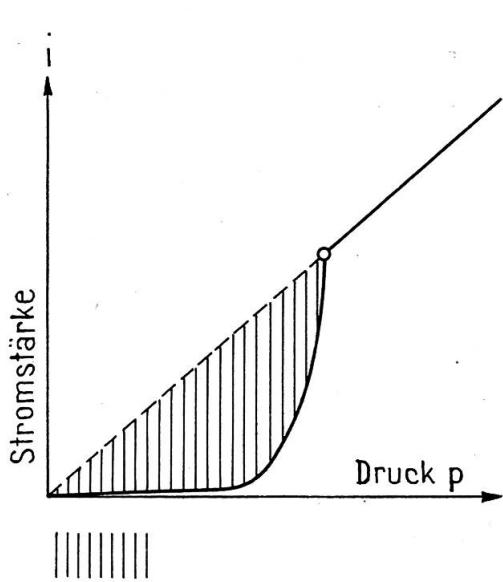
Radius r



Stromstärke



Stromstärke



$A - B = i$ -Zuwachs durch druckpassive Gefässdehnung bei Druck x

$\frac{1}{tg\alpha} = \text{Widerstand im Punkt E}$

Strömungsgesetz für dehbare Bahn, K. Wezler

$$i = \left[x_0 + \frac{c'(4m + \mu)}{4m-f} p^{4m-f} \right] p$$

p = Dehnungsdruck P = Antriebskraft

$x_0 \cdot p$ = Poiseuille'scher Term

$$\frac{\pi r_0^4}{8\eta \cdot l_0} \cdot p \quad \eta = \text{Zähigkeitskoeffizient}$$

$r = c_1 \cdot p^m \quad l = c_2 p^f$ (Potenzfunktionen für radiäre und longitudinale Dehnung)

$$\frac{c_1^4}{c_2} = c' \quad \mu = -\frac{ldr}{rdl}$$
 (Querkontraktionskoeffizient)

nämlich aus demjenigen, der bei starrem Röhrensystem vorhanden wäre und aus dem Anteil, der dem dehnungsvariablen Strömungsanteil K. WEZLER, 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. Das WEZLERSche Stömungsgesetz ist eine zusammengezetzte Potenzfunktion des Dehnungsdruckes. Der Widerstand kann nicht ausgedrückt werden als Differenzialquotient der Stromstärke nach dem Druck an einem Kurvenpunkt der Stromstärke/Druckkurve, sondern nur durch den reziproken Tangens der POISEUILLESchen Proportionalen durch diesen Kurvenpunkt. Auch in einem linearen Kurvenstück der i - P -Kurve ist der Widerstand somit nicht konstant. 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. Diese verwinkelten Verhältnisse sind die Folge davon, dass die Bahnelastizität vitalen Einflüssen unterliegt, dass das devitalisierte überdehnte Gefäss ein ganz anderes druckpassives Verhalten aufweist als das kontrahierte Gefäss und davon, dass die Krümmung der r - P - und i - P -Kurven bei niedrigem und hohem Druck verschieden sind. Daraus geht hervor, dass Stromvolumen und Widerstand

Klinische Beispiele Tab. Nr. 2

Name	Diagnose, Befund weitere Entwicklung	Alter, Geschlecht Grösse, Gewicht	Blutdruck mm Hg	F	Q cm ²	a cm/Sek.	T _{fem} Sek.	L cm	V _s cm ³	V _m Liter	E' (2000)	W (1900)
M. St.	Vegetative Dystonie Schwankungsbereich innerhalb eines grösseren Zeitraumes	17 ♀ 172 cm 62,0 nach 2 Tagen nach 3 Wochen nach 2 Monaten andere Revolut.	140/80 140/80 140/80 130/75	77 80 88 79	2,7 700 600 506	0,35 0,36 0,35 0,38	52 1/2 63 53 48 1/2	60,0 53,0 58,5 64,0	4,6 4,2 5,1 5,0	2600 2800 2700 2100	1850 2000 1650 1650	
D. Sch.	Gesunder Knabe Schwankungsbereich	12 ♂ 142 cm 36,4 nach 2 Tagen nach 1 Monat	115/60 115/55 105/55	54 54 58	2,0 456 473	0,36 0,32 0,38	64 1/2 63,0 4,1	4,0 53,8 49,0	2,9 2,7 4,2	2300 2900 3200	1950 2300 2400	
E. L. H. L.	Gesundes Mädchen Adipositas, endokrine Störung	7 ♀ 128 cm 29,0 16 ♀ 161 cm 75,4	105/60 155/75	76 78	1,6 2,6	0,32 0,46	52 67	20,2 77,0	1,6 7,6	5300 2200	3900 1170	
E. Sch.-W.	Hyperthyreose Minutenvolumenvermehrung. Thiomidilttherapie	43 ♀ 155 cm 55,4 nach 2 Tagen nach 1 Woche nach 3 Wochen	145/75 125/70 120/65 125/70	96 87 82 77	4,3 660 653 716	0,35 0,35 0,35 0,35	60 1/2 58 57 62 1/2	90,0 77,0 77,0 70,0	8,85 6,6 6,3 5,5	2000 1920 1900 2050	950 1120 1100 1350	
L. F.-Th.	Elastizitätshochdruck	62 ♀ 158 cm 65,0 nach 2 Monaten	250/110 250/120	68 78	5,3 1250	0,24 0,27	75 94 1/2	87,0 81,0	5,9 6,3	4200 4100	2350 2300	
L. Sch.-S.	Minutenvolumenhochdruck nach 1 Monat	62 ♀ 156 cm 62,0 nach 1 Monat	190/90 180/95	79 72	5,3 854	0,40 0,33	71 1/2 64 1/2	183,0 107,0	14,5 7,65	1450 2100	750 1400	
F. W.-Sch.	Hyperthyreose Therapie	50 ♀ 159 cm 50,6 nach 3 Wochen	160/60 130/70	85 80	4,6 836	0,26 0,25	54 1/2 56 1/2	89,0 63	7,5 56,5	2800 4,5	1200 3200	
A. B.-St. K. B.-Sch.	Myasthenia gravis Nephrosklerose Widerstandshochdruck	31 ♀ 157 cm 54,0 64 ♂ 165 cm 71,4 nach 3 Monaten	105/75 280/130 240/120	52 49 56	3,6 5,4 4,5	0,33 0,28 0,30	29,0 189 176	52,0 52,0 51,0	1,5 2,6 2,75	4700 7500 2800	6000 5300	
H. M.-R.	Nephrosklerose beginnende Urämie	47 ♂ 182 cm 82,4 nach 8 Tagen	170/120 170/120	69 69	4,5 4,8	0,31 0,22	66 1/2 66	49,0 51,0	3,4 3,6	2700 4200	3400	
M. B.-W.	Nephrosklerose kombiniert mit Elastit. Hochdruck	52 ♀ 167 cm 79,1 nach 2 Wochen	255/160 250/140	81	1770	0,22	97 1/2	49,0	2,75	3200	4200	
F. B.-B.	paroxysmale Tachycardie bei Kentschem Biündel Anfall und freies Intervall	52 ♀ 163 cm 60,0 nach 5 Wochen	115/90 110/70	200 58	4,8 614	0,14 0,42	30 1/2 106 1/2	14,0 82,0	2,8 4,8	5460 1300	3900	
E. M.-M. A. H.	Aortenstenose Myocardose Valvuläre und muskuläre Cardiopathie, Oedeme	55 ♀ 160 cm 48,0 61 ♂ 167 cm 68,0	95/70 105/80	71 67	4,9 600	0,40 0,18	60 27,2	61,0 25,0	4,2 1,65	1300 2650	1580 4300	

schon intra revolutionem verschieden sein müssen und dass eine zweite kurzfristige Steuerung durch die Muskulatur erfolgt, die sich beide addieren zur «langfristigen Steuerung» durch die altersabhängige Wandbeschaffenheit.

Die sphygmographische Kreislaufuntersuchung, ergänzt durch phonographische Messungen der Herzrhythmik verschaffen uns als «populäre Grösse» das Schlagvolumen, von dem alle Kenner des Gebietes wissen, dass die Genauigkeit der Bestimmung nicht sehr gross sein kann. Viel bedeutungsvoller sind aber die übrigen Grössen a, E', W und L, die uns über die aktuelle Kreislaufkonstellation orientieren. Die Grössen an sich sind wertlos, sie zwingen uns aber, Überlegungen über die gegenseitigen Beziehungen anzustellen. Dieses *Verständnis*, wie der Kreislauf aktuell gesteuert ist, warum er so gesteuert werden muss, bzw. welche vorgegebene Tatsache eine Umstellung erzwungen hat und was diese Konstellation für eine Vitalleistung bedeutet, ist das Ziel unserer hämodynamischen Untersuchungen. Folgen baroaktiver Pharmaca, die künstliche Hypotonie und die schocksuspendierende Hypothermie führen uns bisher unbekannte Grenzsituationen des Kreislaufs vor Augen, die imperativ Beurteilung, Beherrschung und oft unsere Intervention erfordern.

Bewunderung erfüllt uns beim Einblick in Verhältnisse, die wir langsam zu überblicken beginnen. Die lebende Natur bedient sich mit der elastischen, vitalgesteuerten Bahn einer Lösung, die in der Technik praktisch nie benutzt wird. Ich erlaube mir den Gedanken zu äussern, dass diese Lösung erzwungen wird, weil Druckgeneration und Volumenverschiebung nicht kontinuierlich erfolgen können, denn in der lebenden Natur ... fehlt das Rad. Trotzdem gelingt es, bei dieser Gegebenheit höchste Ökonomie und eine fast unbegrenzte Steuerungsfähigkeit zu erreichen.

Schweiz. Acad. der med. Wissenschaften

Lausanne, 6. November 1954.