I.

Arbeiten aus dem Laboratorium für experimentelle Pharmakologie
zu Straßburg.

194. Was wir durch die Pulsdruckkurve und durch die Pulsdruckamplitude ¹⁾ über den grossen Kreislauf erfahren.

Von

Dr. Heinrich von Recklinghausen.

(Mit 7 Abbildungen im Text.)

Inhalt.

I. Die Theorie.

1. Die beiden Reservoirs	2
2. Die Neigung des diastolischen Abschnittes der Pulsdruckkurve	4
3. Die relative Inhaltzunahme des oberen Reservoirs	10
4. Der Druck im unteren Reservoir und die Gleichung der Kurve des reinen Ausfließens	15
5. Das Sekundenvolumen	19
6. Die Pulsdruckamplitude	23
7. Zusammenfassung	25

II. Experimentelle Prüfung unserer Voraussetzungen.

8. Die Voraussetzung einer Kurve des reinen Ausfließens gemäß Gleichung 5). Berechnung des Druckes im unteren Reservoir	29
9. Die Voraussetzung der Konstanz von k und die Verwertbarkeit der Amplitudenmessung	35

III. Beispiele der Anwendung unserer Theorie.

10. Wirkung des Oxyspartéins	39
11. Wirkung der Digitaliskörper beim herzkranken und beim herzgesunden Menschen und beim Tier	40
12. Schwankungen des Sekundenvolumens beim gesunden Menschen	45
13. Sekundenvolumen und Blutdruck beim kranken Menschen	47

1) Wegen der Nomenklatur siehe die vorangehende Arbeit „Unblutige Blutdruckmessung“ Bd. 55 Seite 379.

IV. Technisches.

14. Vereinfachte Verfahren zur Feststellung der Kurve des reinen Ausfließens, der Neigung dieser Kurve und des Druckes im unteren Reservoir	48
15. Die bei der Ausmessung verschobener kleiner Pulsbilder der Treppenkurve anzubringende Korrektur	51
16. Ermittlung des mittleren Druckes	52

I. Die Theorie.

1. Die beiden Reservoirs.

Der Druck im Arteriensystem schwankt mit jeder Herzrevolution innerhalb weit auseinander liegender Extreme. Der Druck im Kapillarsystem dagegen zeigt unter normalen Verhältnissen keine wahrnehmbaren Oszillationen.

Wie ist dies verschiedene Verhalten zu erklären, da doch das Blut von den Arterien direkt in die Kapillaren strömt und da man doch annehmen muß, daß die Menge des abströmenden Blutes dieselben Schwankungen wie der Blutdruck zeigt? Offenbar stellt das Arteriensystem ein enges Reservoir dar, in welchem ein bestimmtes Plus an Flüssigkeit sofort den Druck erheblich vermehrt, das Kapillarsystem dagegen ein sehr weites und vor allem ein sehr leicht ausweitbares Reservoir, in welchem eben dasselbe Plus von Flüssigkeit verschwindet, ohne den Druck nennenswert zu beeinflussen. Das Arteriensystem ist in dieser Beziehung vergleichbar einem wenig dehnbaren wassergefüllten Gummiballon; wenn wir in diesen noch eine weitere Wassermenge einpressen, steigt der Druck rasch, da die Wände nur schwer nachgeben. Das Kapillarsystem dagegen gleicht einem Gummiballon von erstens viel größerem Umfang und zweitens viel leichter dehnbarer Wandung, in welchem daher die gleiche Wassermenge sich sozusagen verliert.

Ferner aber müssen wir annehmen, daß die Röhren, welche die Kommunikation zwischen beiden Reservoirs vermitteln, verhältnismäßig eng sind. Denn sonst könnte überhaupt keine erhebliche Verschiedenheit im Drucke zwischen beiden Behältern bestehen, es müßte vielmehr momentan der Druckausgleich erfolgen.

Wir haben also ein weites Reservoir, ein enges Reservoir und zwischen beiden eine noch engere Kommunikation.

Da diese Kommunikation aus kapillaren Röhren besteht, so gilt für die darin stattfindende Bewegung des Blutes vom oberen ins untere Reservoir das Poiseuillesche Gesetz. Wir schreibe dasselbe in folgender Form:

$$\text{Gleichung 1)} \quad -dJ = dt \frac{h q^2}{8 \pi \eta l}$$

Indem wir die Formel so schreiben, haben wir uns eine große Vereinfachung erlaubt. Während nämlich in Wirklichkeit die Kommunikation zwischen den beiden Reservoiren durch eine außerordentlich große Anzahl kompliziert gebauter Kapillaren besorgt wird, haben wir in unserer Formel angenommen, daß nur eine einzige Kapillarröhre von der Länge l und dem gleichmäßigen Querschnitt q vom oberen ins untere Reservoir führt. Die Länge dieser ideellen Röhre l sei gleich der mittleren Länge der wirklichen Röhrenkomplexe, der Querschnitt q sei so gewählt, daß die hindurchfließende Blutmenge bei gleichem Druckabfall h gleich ist der durch die Gesamtheit der wirklichen Röhren fließenden Menge.

Mit h bezeichnen wir den Druckabfall vom oberen zum unteren Reservoir. Auch hier haben wir eine Vereinfachung eingeführt. In Wirklichkeit nämlich ist das untere Reservoir kein einheitliches, sondern zerfällt in eine große Anzahl getrennter Kapillargebiete, in welchen keineswegs durchweg der gleiche Druck zu herrschen braucht, für welche also auch die Druckdifferenz gegen das arterielle Reservoir eine verschiedene sein kann. Wir setzen nun fest, daß h die mittlere Druckdifferenz darstellen soll, jedes Kapillargebiet nach der ihm zufließenden Blutmenge in Rechnung gestellt.

Mit η bezeichnen wir den Koeffizienten der inneren Reibung.

Mit J bezeichnen wir den Inhalt des arteriellen Reservoirs, mit dJ die in der Zeit dt stattfindende Vermehrung des im Reservoir enthaltenen Blutvolums, mit $-dJ$ die entsprechende Verminderung.

Gewöhnlich wird das Poiseuillesche Gesetz in folgender von unserer Gleichung 1) etwas abweichenden Form geschrieben:

$$V = \frac{\pi h r^4}{8 \eta l}$$

Hier bedeutet V die in der Zeiteinheit abfließende Flüssigkeitsmenge. An deren Stelle haben wir die in der Zeiteinheit stattfindende Inhaltsverminderung des Reservoirs $-\frac{dJ}{dt}$ gesetzt. Der Buchstabe r bedeutet

den Radius der Kapillarröhre. Wir haben den Radius r durch den Querschnitt q ersetzt gemäß der Gleichung:

$$q = \pi r^2$$

$$\text{und also } \pi r^4 = \frac{q^2}{\pi}$$

2. Die Neigung des diastolischen Abschnitts der Pulsdruckkurve $\frac{dp}{dt}$.

Wir bezeichnen mit p den Druck im arteriellen oder oberen, mit H den Druck im kapillaren oder unteren Reservoir. Da wir die Druckdifferenz zwischen beiden Reservoiren mit h bezeichnet hatten, so gilt:

$$\text{Gleichung 2)} \quad p = h + H$$

Während p und h sich synchron mit der Herzrevolution ständig ändern, zeigt H gemäß unseren Voraussetzungen keine pulsatorischen Schwankungen.

Indem wir unsere erstgewonnene Formel mit dp multiplizieren, erhalten wir:

$$\text{Gleichung 3)} \quad -\frac{dp}{dt} = -\frac{hq^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}$$

In dieser Formel treten zwei neue Differentialquotienten auf. Der Quotient $\frac{dJ}{dp}$ stellt dar die Inhaltzunahme des arteriellen Reservoirs im Verhältnis zu der dieselbe verursachenden Druckzunahme, oder die Inhaltzunahme (Erweiterung) des Reservoirs, welche stattfindet, wenn der Druck um die Einheit wächst. Wir wollen diesen Differentialquotienten die relative Inhaltzunahme oder die Weitbarkeit des oberen Reservoirs nennen.

Der Quotient $\frac{dp}{dt}$ stellt dar die im arteriellen Reservoir infolge des Abfließens von Blut ins Kapillarsystem stattfindende Druckänderung im Verhältnis zu der Zeit, in welcher diese Änderung sich vollzieht, oder die in der Zeiteinheit stattfindende Druckänderung.

Legen wir uns nun die Frage vor: welche Momente bewirken denn überhaupt Änderungen des Druckes im arteriellen Reservoir? Zwei Momente haben wir hier zu nennen. Erstens das ständige Abfließen von Blut aus dem Reservoir nach den Kapillaren, dessen

herabmindernde Einwirkung auf den Druck unsere obige Formel darstellt, und zweitens das periodische Zufließen von Blut aus dem Herzen, welches druckerhöhend wirkt, ohne daß wir freilich den Wert dieser Erhöhung in einer ähnlichen allgemeinen Formel darstellen können.

Während der Systole nun wirken beide Momente gleichzeitig ein, während der Diastole aber nur eines und zwar dasjenige, welches unsere Formel darstellt. Mit anderen Worten: für die Zeit der Diastole gibt uns unsere Formel die gesamte stattfindende Druckänderung an. Für den diastolischen Teil der Pulsdruckkurve stellt also unser Ausdruck $\frac{dp}{dt}$ den Differentialquotienten dar, oder geometrisch gedacht, er gibt uns für diesen Teil des Tonogrammes den Tangens des Neigungswinkels oder kurzweg die Neigung der Kurve an.

Genau genommen allerdings gilt dies nicht für die ganze Diastole, sondern nur für denjenigen Teil derselben, welcher wirklich eine reine Ausfließkurve darstellt. Also nicht für den Anfang der Diastole, wo infolge der diastolischen Welle (Landois' Rückstoßelevation, v. Kries' Nebenschlag) besondere Verhältnisse herrschen. Auch von den kleinen Wellungen im weiteren Verlauf der diastolischen Kurve (Landois' Elastizitätsschwankungen, v. Kries' Nachschläge)müssen wir für unsere Zwecke absehen, wir müssen uns dieselben egalisiert denken. Im letzten Teil der Diastole endlich pflegt unsere Kurve durch den auf die Kontraktion der Vorhöfe zurückzuführenden Buckel¹⁾ verdeckt zu sein. So kommt es, daß nach meiner Erfahrung immer nur der kleinere Teil der Diastole als reine Ausfließkurve angesprochen werden kann. Es kann natürlich vorkommen, daß unsere Pulsdruckkurve überhaupt kein Stück enthält, das eine reine Ausfließkurve darstellt. Dann z. B., wenn bei Fiebertypus die dikrote Welle die ganze Diastole überschattet (stark dikroter oder überdikroter Puls). Auch wenn bei Aorteninsuffizienz ein Teil des Blutes aus dem Arteriensystem direkt ins Herz zurückfließt, ist keine reine Ausfließkurve im Sinn unserer Formel vorhanden. Auch die Elastizitätsschwankungen können derart ausgebildet sein, daß das Egalisieren derselben nicht ohne zu große Willkürlichkeiten möglich ist. Nach meiner bisherigen Erfahrung scheint es mir so-

1) Vgl. wegen dieser verschiedenen Wellen die vorangehende Arbeit Seite 459. — Die „Elastizitätsschwankungen“ sind jedenfalls zum großen Teil Kunstprodukte, was aber für unsere Überlegung nichts ausmacht.

gar, als ob tadellose Ausfließkurven eine ziemlich seltene Erscheinung sind. Doch mag das zum Teil daran liegen, daß gut registrierte Tonogramme gleichfalls noch recht selten sind.

Wir wollen uns jetzt noch einmal klar machen, welche unbewiesenen Voraussetzungen wir bei unseren bisherigen Überlegungen gemacht haben.

Erstens setzen unsere Formeln voraus, daß die oben entwickelte Anschauung von den zwei Reservoirien und den Kommunikationsröhren zwischen denselben zulässig ist. Wir werden aber urteilen, daß diese Auffassung stets zulässig ist, wenn wir uns nur eines klar machen: es ist nicht nötig, daß wir die drei von unserer Auffassung postulierten Kreislaufstücke identifizieren mit bestimmten und gleich bleibenden anatomischen Kreislaufabschnitten. Ich meine so: wir haben zunächst angenommen, daß das obere Reservoir aus den großen und mittleren Arterien besteht, daß die kleinsten Arterien oder Arteriolen die Kommunikationsröhren bilden und die Kapillaren das untere Reservoir. Unsere hydraulische Überlegung würde aber ebenso zu Recht bestehen, wenn die Arteriolen samt den Kapillaren die Kommunikationsröhren bilden würden und erst im Venengebiet das untere Reservoir läge. Unsere Überlegung setzt nur voraus ein oberes Reservoir mit variierendem und ein durch kapillare Wege mit ihm verbundenes unteres Reservoir mit konstantem Druck.

Die zweite Voraussetzung unserer Formeln ist die Giltigkeit des Poiseuilleschen Gesetzes für das Fließen des Blutes in den kleinen Gefäßen des Körpers. Diese Giltigkeit wird zwar allgemein angenommen, ist aber ganz streng genommen noch nicht bewiesen.¹⁾

Drittens und letztens setzt unsere Formel, um verwertbar zu sein, voraus, daß ein Kurvenstück des reinen Ausfließens in unserem Tonogramm vorhanden ist. Im weiteren Verlauf der Überlegung werden wir bald noch andere Voraussetzungen zu machen haben.

Ausschließlich für diejenigen Leser, welche in mathematischen Überlegungen weniger geübt sind, lasse ich noch einige Figuren folgen, welche dazu dienen sollen, ihnen die eben entwickelten mathematischen Begriffe möglichst anschaulich zu machen. Zunächst machen wir uns die Verhältnisse der reinen Ausfließkurve durch folgenden Versuch klar (Figur 1). Ein Standgefäß ist mit der Wassermenge J gefüllt. Das Wasser fließt durch ein am Boden des Gefäßes angesetztes Kapillarrohr vom Querschnitt q und der Länge l aus dem

1) W. Heubner, die Viskosität des Blutes. Archiv f. exper. Pathol. und Pharmak. 1905. Bd. 53. S. 250.

Gefäß aus. Den Höhenunterschied zwischen dem Wasserspiegel und dem Kapillarrohr bezeichnen wir mit h , den Höhenunterschied zwischen dem Wasserspiegel und dem Fußboden mit p . Dann sehen wir wie das Wasser anfangs schnell, allmählich aber — mit kleiner werdendem h — immer langsamer abfließt: $\frac{dp}{dt}$ nimmt kontinuierlich ab. Die Kurve (Figur 2), welche p als Funktion der Zeit darstellt und welche

Fig. 1. Ausfließversuch.

wir aufgeschrieben haben, indem wir auf die Wasserfläche einen registrierenden Schwimmer aufsetzten, wird immer flacher. Im übrigen geht bei gleicher Höhe von h das Sinken um so schneller von statten, je weiter wir das Kapillarrohr, d. h. je größer wir q und je kürzer wir dasselbe, d. h. je kleiner wir l gewählt haben und ferner je kleiner der Gefäßquerschnitt ist, dem ja der Quotient $\frac{dJ}{dp}$ proportional ist — alles wie es unsere Formel verlangt. Ein anderer dieser Verhältnisse illustrierender Versuch wurde in der vorangehenden Arbeit Seite 491 beschrieben. Die genaue Gleichung der Ausfließkurve wird im übernächsten Abschnitt gegeben werden.

Betrachten wir nun in Figur 2 die Kurve, welche unser Schwimmer verzeichnet hat und welche im übrigen mit dem diastolischen Teil einer Pulscurve übereinstimmt. Wir sehen, wie in einem früheren Zeitmoment und bei noch hohem Druck der absolute Wert des in der Zeit dt stattfindenden Druckabfalls dp größer ist, als in einem späteren Zeitmoment bei niederem Druck; $\frac{dp}{dt}$ wird also mit der Zeit kleiner.¹⁾ α ist der Neigungswinkel d. h. der Winkel, welchen die an die Kurve

Fig. 2. Kurve des Druckes beim Ausfließversuch.

Der Druck als Funktion der Zeit.

angelegte Tangente mit der Abszisse bildet. $\frac{dp}{dt}$ ist gleich dem Tangens des Neigungswinkels, denn der Tangens eines Winkels ist gleich der gegenüberliegenden Kathete (nämlich dp) dividiert durch die anliegende Kathete (nämlich dt). Der Tangens ist andererseits gleich der gegenüberliegenden Kathete, falls die anliegende gleich 1 ist. Wenn wir also den Abszissenabschnitt AB gleich der Zeiteinheit gemacht haben, so gibt DB direkt den Wert des Differentialquotienten oder die Neigung an.

Was wir Neigung nennen, ist übrigens dasselbe, was der Eisenbahnbauer als Steigung, der Wasserbautechniker als relatives Gefälle bezeichnet.

Nun zu Figur 3. In dieser Figur haben wir die Drucke p auf der Abszisse abgeteilt und dann den zugehörigen Inhalt J des Reser-

1) Genauer gesprochen: der absolute Wert von $\frac{dp}{dt}$ wird kleiner. [Denn dp ist bei fallender Kurve negativ; diese negative Größe nun nähert sich dem Wert Null.

voirs als Ordinate aufgezeichnet. Die Kurve stellt also die Werte J als Funktion von p dar. (Der Druck p , der vorher Ordinate war, ist jetzt Abszisse. Die Zeit t kommt nicht mehr in Betracht). Allerdings ist dies nicht die Kurve, welche zu unserem Standgefäß in Figur 1 gehört. Denn bei einem zylindrischen Gefäß ist bei gleicher Zunahme des Druckes p auch die Zunahme des Inhalts J stets die gleiche; $\frac{dJ}{dp}$

Fig. 3. Kurve des Inhalts der Aorta bei gleichmäßiger Zunahme des Druckes.

Der Inhalt als Funktion des Druckes.

Nach Marey, la circulation du sang 1881, Fig. 79, etwas modifiziert.

ist also konstant, und die zugehörige Kurve stellt eine gerade Linie dar. Aber wenn wir an Stelle des zylindrischen Gefäßes ein konisches setzen, das oben enger, an der Basis weiter ist, dann wird offenbar bei gleicher Zunahme des Druckes p der Inhalt J um Beträge wachsen, welche um so geringer sind je höher der Druck p ist und wir erhalten die nach unten konvexe Form der Kurve Figur 3; der Differentialquotient $\frac{dJ}{dp}$ nimmt mit wachsendem p ab.

Eine ebensolche Kurve erhalten wir, wenn wir beispielsweise bei der Aorta den Inhalt als Funktion des Innendruckes darstellen. Zu diesem Zwecke verbinden wir den Innenraum der Arterie durch einen langen Schlauch mit einem offenen Standgefäß (wie ein solches in Figur 1 dargestellt ist) und füllen Gefäß, Schlauch und Arterie mit Wasser. Die Aorta liegt horizontal auf dem Tisch, das Standgefäß heben wir langsam immer höher. Je höher wir es über die Aorta heben, um so mehr steigt der Druck in dieser. Mit steigendem Druck weitet sich die Aorta, und diese Inhaltszunahme können wir messen, wenn wir die Menge des aus unserem Standgefäß abfließenden Wassers ablesen oder wenn wir die Aorta in einen wassergefüllten Kasten einschließen und ihre Volumzunahme dadurch feststellen, daß wir die Menge des aus dem Kasten verdrängten Wassers messen. Letztere Versuchsanordnung verwandte beispielsweise Marey. Man vergleiche die Beschreibung und die instruktive Figur in seinem bekannten Buch „la Circulation du Sang“ Seite 160 Figur 78 (zweite Auflage 1881). Ordnet man den Versuch so an, daß die Menge des verdrängten Wassers mittels eines Schwimmers selbsttätig auf der beruhten Trommel aufgezeichnet wird (Mosso's Plethysmograph), und sorgt man dafür, daß die Drehung der Trommel und die Erhöhung des Drucks in genau gleichem Tempo erfolgen, dann erhält man die Kurve Figur 3 aufgeschrieben.

3. Die relative Inhaltszunahme (Weitbarkeit) des oberen Reservoirs $\frac{dJ}{dp}$.

Ehe wir unsere Formel 3) weiter entwickeln, wird es gut sein, über den in dieser Gleichung enthaltenen Faktor $\frac{dJ}{dp}$, die relative Inhaltszunahme oder die Weitbarkeit des oberen Reservoirs, uns möglichst genau zu orientieren.

Wir fragen zunächst: wie verändert sich die relative Inhaltszunahme, wenn bei gleichbleibendem Blutdruck der Gefäßtonus zunimmt? (wobei natürlich der Gefäßquerschnitt kleiner wird).

Der Arzt macht täglich die Beobachtung, daß bei einer kontrahierten Arterie die pulsatorischen Querschnittsänderungen geringer sind als bei einer erschlafften Arterie; bei einer leeren Arterie findet er stets einen kleinen, bei einer vollen Arterie einen großen Puls. Aus dieser Erfahrung können wir den Schluß ziehen, daß die relative Inhaltszunahme mit zunehmendem Gefäßtonus kleiner wird. Ganz sicher ist dieser Schluß freilich nicht, falls wir nicht im einzelnen Fall nachweisen können, daß keine anderen die pulsatorischen Volumschwankungen beeinflussenden Momente für das verschiedene Verhalten der beiden Arterien verantwortlich sind, wie z. B. Unterschiede

des anatomischen Baues, der Pulsdruckamplitude, des absoluten Druckes.

Unter allen Umständen beweisend ist aber die Beobachtung, welche wir bei oberflächlich gelegenen Entzündungsherden machen können, daß nämlich die infolge der Entzündung erweiterten kleinen Arterien sicht- und fühlbare Pulsationen zeigen, welche auf der gesunden Seite fehlen, wo doch ganz die gleichen Verhältnisse herrschen, nur daß die Arterien dort kontrahiert sind.

Ganz eindeutig ist ferner folgendes Experiment. Bei einem frierenden Menschen sind die Gefäße der Extremitäten stark kontrahiert, die Arteria radialis ist eng, die pulsatorischen Schwankungen ihres Durchmessers sind gering. Wenn wir nun bei einem solchen Menschen den einen Arm durch warme Einpackungen, heiße Dämpfe oder dergl. stark erwärmen, bis lebhaftes Schweißbildung eintritt, dann dilatieren sich die Gefäße dieses Armes, die Arterien werden weit, die pulsatorischen Schwankungen groß. Wenn der Versuch gut gelingt, ist der Unterschied zwischen den kleinen Volumenschwankungen der Arterie am einen und den gleichzeitig zu beobachtenden großen am anderen Arm frappant. Vgl. die vorangehende Arbeit S. 499 Fig. 17.

Wir kommen also zu dem

Satz 1. Bei gleichbleibendem Druck wird mit wachsendem Gefäßtonus die relative Inhaltzunahme $\frac{dJ}{dp}$ kleiner, mit abnehmendem Gefäßtonus grösser.

Wie steht es nun, wenn umgekehrt bei gleichbleibendem Gefäßtonus der Druck wächst? Verschiedene Autoren haben diese Frage dadurch zu klären gesucht, daß sie an ausgeschnittenen Arterien maßen, um wieviel das Volumen der Arterie zunahm, wenn der Druck im Innern der Arterie fortgesetzt um immer gleiche Beträge erhöht wurde. Die bei diesen Messungen übliche Versuchsanordnung wurde Ende des vorigen Abschnittes kurz besprochen.

Mac William¹⁾, dessen Versuche mir die Frage am gründ-

1) Mac William, [Properties of the Arterial and Venous Walls, Proceedings Royal Society of London. Volume 70. 1902. S. 140. Dasselbst auch weitere Literatur. Außerdem ist noch zu erwähnen Hürthle, Deutsche mediz. Wochenschrift. 1904. Seite 1409: „Die Versuche ergaben, daß die Kapazität der Aorta (des Hundes) zwischen den Werten 60 und 180 mm Hg annähernd dem Druck proportional zunimmt“ (S. 1411). Übrigens ist hier noch vieles nicht genügend geklärt. Beispielsweise ist es zweifelhaft, ob der normale Kontraktions-

lichsten zu behandeln scheinen, kam dabei zu dem Resultat, daß das Verhalten der Arterien ein ganz verschiedenes ist, je nachdem, ob der Druck im Gefäß von den elastischen Fasern oder von den glatten Muskelfasern der Gefäßwand aufgenommen wird, auf welche beiden Gewebsarten ja bekanntlich die Festigkeit und Widerstandsfähigkeit der Arterien beruht. Sind die glatten Muskelfasern erschlafft und also gewissermaßen außer Tätigkeit, oder sind in der betreffenden Arterie überhaupt bloß spärliche oder gar keine Muskelfasern vorhanden (Arteriae pulmonales, Aorta), dann findet man, daß bei gleicher Druckvermehrung um so weniger Flüssigkeit in die Arterie einfließt, je höher der Druck bereits ist; die relative Inhaltszunahme der betreffenden Arterie nimmt also mit wachsendem Druck ab. Gerade das Gegenteil ergibt sich bei einer Arterie mit kräftiger und stark kontrahierter Muskulatur; hier wächst der Wert der relativen Inhaltszunahme mit dem Druck. Endlich bei schwach kontrahierter Muskulatur wächst der Wert bis zu einem Maximum und nimmt dann bei weitergehender Druckvermehrung ab. Je kräftiger die Kontraktion oder der Tonus der Gefäßwand ist, um so höher, je schwächer, desto tiefer liegt das Maximum.

Was können wir nun aus diesen an einzelnen Arterien erhobenen Befunden schließen für die relative Inhaltszunahme des ganzen arteriellen Reservoirs, auf welche es uns ja ankommt? Offenbar stellt diese die Summe der relativen Inhaltszunahmen aller das Reservoir bildenden einzelnen Arterien dar. Da unter gewöhnlichen Umständen, von welchen wir zunächst ausgehen, nur ein kleiner Teil der Arterien stark kontrahiert sein wird, ein großer Teil nur schwach, ein Teil gar nicht kontrahiert oder muskelfrei sein wird, so dürfte die Summe der relativen Inhaltszunahmen aller Arterien mit wachsendem Druck nicht oder nur wenig zunehmen, wahrscheinlich sogar, besonders bei höheren Drucklagen, abnehmen.

Nun aber kommt der von uns angenommene und in den Experimenten an ausgeschnittenen Arterien verwirklichte Fall — Drucksteigerung bei gleichbleibendem Tonus — im Leben wohl überhaupt nicht vor, wobei wir allerdings weniger an die flüchtigen normalen Schwankungen des mittleren Blutdrucks im Laufe eines Tages denken, als vielmehr an die länger dauernden und ausgiebigeren Drucksteigerungen durch Krankheiten oder Vergiftungen. Würde

zustand der Arterie derselbe ist wie der, welchen wir am ausgeschnittenen Gefäß beobachten, ob die Erweiterungen der kontrahierten Arterie bei den kurz einwirkenden pulsatorischen Druckerhöhungen annähernd dieselben sind, wie bei den lang einwirkenden des Experimentes. (Mac William. S. 152.)

nämlich in solchem Falle bei Vermehrung des Druckes der Gefäßtonus gleich bleiben, dann müßten sich die Arterien erweitern. Die ärztliche Erfahrung aber weiß nichts davon, daß die der Untersuchung am Lebenden zugänglichen Arterien um so weiter sind, je höher der Blutdruck ist. Im Gegenteil, wir finden häufig bei hohem Druck engere Arterien als bei niedrigem. Dies ist offenbar nur dadurch möglich, daß mit dem Anstieg des Blutdruckes eine Vermehrung des Tonus der betreffenden Arterien Hand in Hand geht, deren konstringierende Wirkung die erweiternde Wirkung der Blutdrucksteigerung kompensiert.

Nehmen wir nun an, der Übergang des Arteriensystems aus dem alten in den neuen Zustand vollziehe sich in zwei Akten. Im ersten Akt findet nur die Blutdrucksteigerung statt, ohne daß der Gefäßtonus sich ändert. Die Arterien werden also weiter. Die relative Inhaltzunahme nimmt dabei, wie wir vorher erörtert hatten, jedenfalls nur um ein geringes zu, vielleicht sogar ab. Es folgt der zweite Akt. Der Tonus wird verstärkt solange, bis die Arterien wieder auf ihr ursprüngliches Volumen verengt sind. Bei diesem zweiten Akt findet gemäß Satz 1 eine sichere und bedeutende Verminderung der relativen Inhaltzunahme statt. Also wird höchstwahrscheinlich auch die Gesamtwirkung beider Akte eine Verminderung dieser Größe zur Folge haben. Wir kommen also zu dem

Satz 2. Blutdrucksteigerung pflegt intra vitam mit einer Vermehrung des Gefäßtonus Hand in Hand zu gehen. Hierbei wird höchstwahrscheinlich die relative Inhaltzunahme $\frac{dJ}{dp}$ kleiner. Blutdrucksenkung dürfte die entgegengesetzten Veränderungen zur Folge haben.

Hier sei noch auf einen interessanten Parallelismus hingewiesen. Steigerung des Blutdrucks kommt in vielen, vielleicht in allen Fällen dadurch zustande oder doch mit dadurch zustande, daß die kleinsten Arterien, welche die Kommunikation zwischen oberem und unterem Reservoir herstellen, sich kontrahieren. Wir werden später eine Formel kennen lernen (Gleichung 8), welche die Beziehungen zwischen der Weite dieser kleinsten Arterien und dem Blutdruck darstellt. Es wäre nun sehr wohl denkbar, daß diese kleinsten Arterien sich kontrahierten, ohne daß der Tonus der größeren das Reservoir konstituierenden Arterien sich änderte. Tatsächlich aber scheint das, wie die eben angeführten Beobachtungen beweisen, nicht der Fall zu sein; tatsächlich scheint eine blutdrucksteigernde Kontraktion der kleinsten Arterien stets begleitet zu sein von einer mehr oder weniger starken Kontraktion der

größeren Arterien. Quantitativ können dabei noch große Unterschiede bestehen. Wir finden bei der gleichen Blutdrucksteigerung, wenn sie die Folge einer Bleivergiftung ist, eine sehr enge Arteria radialis, wenn sie die Folge einer Nephritis ist, eine verhältnismäßig weite.

Eine Verminderung der relativen Inhaltszunahme kann endlich noch dadurch stattfinden, daß bei gleichbleibendem Druck und gleichbleibendem Tonus die Dehnbarkeit der elastischen Fasern sich vermindert. Eine solche Verminderung findet, wie die Versuche an ausgeschnittenen Arterienstücken gezeigt haben, statt im Alter und bei arteriosklerotischer Erkrankung der Arterienwand.¹⁾

Doch dürfen wir nicht erwarten, in allen Fällen von verminderter Dehnbarkeit eine Verminderung der relativen Inhaltszunahme zu finden. Eine solche kann verhindert werden durch eine Vergrößerung des arteriellen Querschnitts. Denn offenbar ist die Inhaltszunahme eines großen Behälters bei gleicher Druckzunahme und gleicher Wandbeschaffenheit größer als die eines kleinen Behälters. Aneurysmatische Erweiterungen der Arterien sind aber gerade bei Arteriosklerose häufig. Wenn dieselben sehr stark sind, werden wir sogar eine Vermehrung der relativen Inhaltszunahme zu finden erwarten dürfen. Wir gelangen so zu dem

Satz 3: Im Alter und bei Arteriosklerose wird vermutlich die relative Inhaltszunahme $\frac{dJ}{dp}$ vermindert. Bei Ausbildung von Aneurysmen kann sie wohl auch vermehrt werden.

Dieser Satz ist einstweilen nur eine theoretische Konstruktion. Ob er sich in der Erfahrung bewährt, darüber werden wir erst dann urteilen können, wenn wir über eine genügende Zahl einschlägiger Beobachtungen verfügen. Dann werden wir auch sagen können, ob dieser Satz im Zusammenhalt mit den nunmehr zu entwickelnden Formeln, besonders Gleichung 9) und 10), ein neues Hilfsmittel zur Diagnose der Arteriosklerose und des Aneurysmas uns an die Hand gibt.

¹⁾ W. P. Herringham and W. A. Wills, on the elasticity of the aorta. Medico-chirurg. Transactions vol. 87. London. 1904. S. 499. Siehe besonders die Tabelle II, Seite 525. Dasselbst auch weitere Literatur, insbesondere siehe Polotelnow, Berl. klin. Wochenschrift. 1868. Nr. 35 und Israel, Virchows Archiv 103. S. 461. Übrigens wäre es wertvoller die Weitbarkeit (relative Inhaltszunahme) zu messen, als die Dehnbarkeit (relative Längenzunahme).

4. Der Druck im unteren Reservoir H und die Gleichung der Kurve des reinen Ausfließens.

Wir nehmen den am Schluß des zweiten Abschnittes fallen gelassenen Faden wieder auf, indem wir die dort gefundene Formel 3) weiter entwickeln. Denn einstweilen enthält dieselbe nur eine einzige meßbare Größe, $\frac{dp}{dt}$, sonst lauter Unbekannte. Wir müssen trachten, die Zahl der Unbekannten zu verringern.

Auf zwei verschiedenen Wegen können wir dabei vorgehen. Der erste, weniger weit führende Weg ist folgender: Wir fügen zu den bisherigen Voraussetzungen noch folgende hinzu: wir nehmen an, daß für zwei Punkte der reinen Ausfließkurve der Wert von

$$\frac{q^2}{\eta l \frac{dJ}{dp}} \text{ konstant sei.}$$

Betrachten wir diese Voraussetzung etwas näher. Daß der Reibungskoeffizient η und daß l , die Länge der Kapillaren, während eines und desselben Pulschlages sich nicht ändern, dürfen wir wohl ohne weiteres annehmen.

Anders steht es mit q , dem Querschnitt unserer ideellen Kapillarröhre. Es gibt sicher Fälle, wo q sich im Verlauf eines Pulschlages erheblich verändert, denn das dem Arzt bekannte Phänomen des Kapillarpulses können wir wohl nur so erklären, daß die Kapillaren samt den kleinsten Arterien sich mit jedem Pulschlag erweitern und wieder verengern. Diese Fälle aber ausgenommen, dürfen wir wohl q als nahezu konstant ansehen. Wenigstens zeigt die mikroskopische Betrachtung des Kreislaufs in den kleinen Gefäßen geeigneter tierischer Gewebe für gewöhnlich keine wahrnehmbaren pulsatorischen Schwankungen des Gefäßdurchmessers. Auch vom theoretischen Standpunkt aus ist nicht zu erwarten, daß die verhältnismäßig außerordentlich kräftige Wand der kleinsten Arterien durch die pulsatorischen Druckschwankungen wesentlich gedehnt werde, ausgenommen den Fall, wo die Gefäßwand ad maximum erschlaft und verdünnt ist, und wo dann eben Kapillarpuls zustande kommt.

Was endlich $\frac{dJ}{dp}$, die Weitbarkeit des arteriellen Reservoirs, anbetrifft, so ist es nach den oben zitierten Untersuchungen von Mac William und anderen Autoren (Hürthle a. a. O.) wahrscheinlich,

daß, wenn $\frac{dJ}{dp}$ sich überhaupt bei steigendem oder fallendem Blutdruck und gleichbleibendem Gefäßtonus ändert, die Änderung doch nur bei großen Druckunterschieden erheblich ist, daß wir also keinen allzugroßen Fehler begehen, wenn wir annehmen, daß $\frac{dJ}{dp}$ im Verlauf einer und derselben Diastole konstant bleibe. Auf die experimentelle Prüfung unserer Annahmen kommen wir später zu sprechen.

Nehmen wir also an, es habe die Prüfung des vorliegenden Falles unsere Voraussetzung als zulässig erwiesen. Dann verfahren wir folgendermaßen: Für zwei Punkte im Kurvenstück des reinen Ausfließens messen wir den Druck und die Neigung. Wir erhalten so 4 Werte:

$$p_1, p_2, \left(\frac{dp}{dt}\right)_1, \left(\frac{dp}{dt}\right)_2.$$

Indem wir diese Werte in die Gleichungen 2) und 3) einsetzen, unter Berücksichtigung unserer neuen Voraussetzung, erhalten wir leicht:

$$\frac{\left(\frac{dp}{dt}\right)_1}{\left(\frac{dp}{dt}\right)_2} = \frac{h_1}{h_2} = \frac{p_1 - H}{p_2 - H}$$

$$\text{Gleichung 4)} \quad H = \frac{\left(\frac{dp}{dt}\right)_1 p_2 - \left(\frac{dp}{dt}\right)_2 p_1}{\left(\frac{dp}{dt}\right)_1 - \left(\frac{dp}{dt}\right)_2}$$

Auf diese Weise also gelangen wir zur Ermittlung des Druckes im unteren Reservoir H. Dieser Wert ist erstens an sich von Interesse, zweitens gestattet er uns, für jeden Zeitpunkt den Wert von h zu bestimmen. Wir brauchen bloß die zugehörige Größe p im Tonomogramm auszumessen und in die Gleichung 2 einzusetzen.

Nunmehr können wir von unserer Gleichung 3) folgenden Gebrauch machen. Nehmen wir an, wir haben bei demselben Individuum unter verschiedenen Verhältnissen, etwa vor und nach einer Digitalisgabe, die Größe der Neigung und der Druckdifferenz bestimmt und die Werte $\left(\frac{dp}{dt}\right)_I$, h_I und $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{II}$, h_{II} erhalten. Wir setzen ferner voraus, daß η sich nicht verändert habe. Dann gibt

uns die Veränderung des Quotienten $\frac{\frac{dp}{dt}}{h}$ einen Maßstab für die Veränderung des anderen Quotienten $\frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}}$. Wir haben nämlich die

$$\text{Gleichung 3 bis)} \quad \frac{\frac{dp}{dt}}{h} = \frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}} \frac{1}{8\pi\eta l}$$

$$\frac{\left(\frac{\frac{dp}{dt}}{h}\right)_I}{\left(\frac{\frac{dp}{dt}}{h}\right)_{II}} = \frac{\left(\frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}}\right)_I}{\left(\frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}}\right)_{II}}$$

Wenn wir nun aus unserer allgemeinen Kenntnis des Kreislaufs heraus wissen, in welcher Richtung die eine der beiden Größen: q und $\frac{dJ}{dp}$ sich verändert hat, so kann uns unsere Gleichung lehren, was mit der anderen Größe vorgegangen ist. Es wird im allgemeinen am vorteilhaftesten sein, Kurvenabschnitte von gleichem Werte p miteinander zu vergleichen, da dann die mit der Veränderung des Druckes unmittelbar verbundenen Veränderungen von $\frac{dJ}{dp}$ in Wegfall kommen (vgl. vorigen Abschnitt).

Indem wir die Gleichung 3) in der Form schreiben

$$-\frac{1}{p-H} dp = dt \frac{q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}$$

und unter Beibehaltung der eingangs dieses Abschnittes gemachten Voraussetzung integrieren, erhalten wir folgende Gleichung der reinen Ausfließkurve:

$$-\log \text{nat} (p-H) = t \frac{q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}} - e$$

$$p = H + e^c \cdot e^{-\frac{t q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}}$$

Für die Zeit $t = 0$ ist nach Gleichung 2) $p_0 = H + h_0$

also ist $e^c = h_0$ und wir haben

$$\text{Gleichung 5)} \quad p = H + h_0 e^{-\frac{t q^2}{8 \pi \eta l \frac{dJ}{dp}}}$$

An der Hand dieser Gleichung können wir zur Berechnung von H noch mannigfache andere Wege einschlagen als den, welchen wir oben gegangen sind. Nehmen wir beispielsweise an, wir hätten drei Werte von p nämlich p_0, p_1, p_2 gemessen, welche durch gleiche Zeiträume voneinander getrennt sind. Die zugehörigen Zeiten seien $t_0 = 0, t_1 = \tau, t_2 = 2\tau$. Dann haben wir

$$\begin{aligned} p_0 - H &= h_0 \\ p_1 - H &= h_0 e^{-\frac{\tau q^2}{8 \pi \eta l \frac{dJ}{dp}}} \\ p_2 - H &= h_0 e^{-\frac{2 \tau q^2}{8 \pi \eta l \frac{dJ}{dp}}} \end{aligned}$$

Indem wir die mittlere Gleichung zur zweiten Potenz erheben und durch die dritte dividieren, erhalten wir:

$$\frac{(p_1 - H)^2}{p_2 - H} = h_0 = p_0 - H$$

$$\text{Gleichung 6)} \quad H = \frac{p_1^2 - p_0 p_2}{2 p_1 - p_0 - p_2}$$

Ferner können wir die etwas umgeformten Gleichungen 4) und 6) dazu benutzen, um, wenn nur ein Teil der Ausfließkurve gut ausgebildet ist, das fehlende Stück, auf welches es uns darauf ankommt, zu rekonstruieren. So können wir z. B. die Neigung in der Höhe p_μ (vgl. folgenden Abschnitt) berechnen, auch wenn in dieser Höhe die reine Ausfließkurve noch durch die dikrote Welle verdeckt ist, nach der Formel:

$$\text{Gleichung 4 bis)} \quad \left(\frac{dp}{dt} \right)_\mu = \left(\frac{dp}{dt} \right)_1 \frac{p_\mu - H}{p_1 - H}$$

Indem wir endlich die oben für p gefundene Gleichung 5) nach t differenzieren, erhalten wir

$$\frac{d p}{d t} = -h_0 \frac{q^2}{8 \pi \eta l \frac{d J}{d p}} e^{-\frac{t q^2}{8 \pi \eta l \frac{d J}{d p}}}$$

$$\frac{d^2 p}{d t^2} = +h_0 \left(\frac{q^2}{8 \pi \eta l \frac{d J}{d p}} \right)^2 e^{-\frac{t q^2}{8 \pi \eta l \frac{d J}{d p}}}$$

Gleichung 7)
$$\frac{\frac{d p}{d t}}{\frac{d^2 p}{d t^2}} = - \frac{8 \pi \eta l \frac{d J}{d p}}{q^2} = \text{konstant}$$

Die Gleichung 7) besagt, daß das Verhältnis des ersten Differentialquotienten der reinen Ausfließkurve zum zweiten Differentialquotienten ein konstantes ist — natürlich alles nur unter der eingangs dieses Abschnittes gemachten Voraussetzung, daß $\frac{q^2}{\eta l \frac{d J}{d p}}$

konstant ist. Diese Gleichung 7) gibt uns eine bequeme Methode an die Hand, um zu prüfen, ob diese Voraussetzung für ein vorliegendes Kurvenstück zutrifft: Wir messen für verschiedene Punkte den ersten und den zweiten Differentialquotienten aus und sehen zu, ob der Quotient aus beiden überall denselben Wert hat. Vgl. Abschnitt 8.

5. Das Sekundenvolumen S.

Der zweite und wichtigere Weg zur Umgestaltung unserer ursprünglichen Gleichungen ist folgender. Wir integrieren die Gleichung 1) innerhalb der Grenzen $t=0$ bis $t=1$ und machen zugleich die Annahme, daß $\frac{q^2}{\eta l}$ während dieser Zeit konstant sei. (Wie im vorigen

Abchnitt, nur daß wir dort auch noch die Konstanz von $\frac{dJ}{dp}$ voraussetzen mußten.)

Dann erhalten wir

$$-\int_{t=0}^{t=1} dJ = \frac{q^2}{8\pi\eta l} \int_{t=0}^{t=1} h \cdot dt$$

Das auf der linken Seite stehende negative Integral bedeutet die Summe des in der Zeiteinheit aus dem arteriellen Reservoir abfließenden Blutes. Diese Summe nennen die Physiologen die Zirkulationsgröße oder das Sekundenvolumen. Wir wollen dieselbe künftig mit dem Buchstaben S bezeichnen.

Das auf der rechten Seite stehende Integral gibt die Summe der einzelnen Werte an, welche h im Laufe der Zeit 1 annimmt, jedes h mit dem zugehörigen Wert dt multipliziert. Statt der Summe dieser Produkte können wir offenbar setzen das Produkt aus dem mittleren Wert von h multipliziert mit der Zeiteinheit. Bezeichnen wir das arithmetische Mittel sämtlicher h während der Zeiteinheit (oder, was auf das Gleiche herauskommt, während einer Pulsrevolution — äqualen Puls vorausgesetzt) mit h_μ , so haben wir:

$$S = \frac{q^2}{8\pi\eta l} h_\mu$$

$$\text{Gleichung 8)} \quad h_\mu = \frac{S}{q^2} 8\pi\eta l$$

Den Wert von h_μ können wir berechnen (vgl. unten), ηl dürfen wir wohl meist bei ein und demselben Individuum als konstant betrachten. Wir haben also eine Gleichung, aus welcher wir die Veränderungen erfahren, welche der Quotient $\frac{S}{q^2}$ bei einer Veränderung des Kreislaufs erleidet. Daraus aber können wir in günstigen Fällen die Veränderung von S oder q selbst erschließen, ganz ähnlich wie bei der vorhin (S. 17) besprochenen Gleichung 3 bis).

Außerdem aber ist unsere Gleichung 8) deswegen interessant, weil sie die gegenseitigen Beziehungen der drei für die Hydraulik des Arteriensystems maßgebenden Variablen S , q , h_μ darstellt.

Indem wir die für den Zeitmoment $t = \mu$ statthabenden Werte h_μ , $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ und $\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu$ in die Gleichung 3) einsetzen und gleichzeitig h_μ aus der letztgewonnenen Gleichung substituieren, erhalten wir

$$\text{Gleichung 9)} \quad -\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu = \frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu}$$

In Worten ausgedrückt lautet diese unsere wichtigste Gleichung folgendermaßen: Die in der Höhe des mittleren Pulsdruckes statthabende Neigung der Pulsdruckkurve ist gleich dem Sekundenvolumen dividiert durch die relative Inhaltszunahme des arteriellen Reservoirs bei dem gleichen Druck. Dabei ist die Neigung mit umgekehrtem Vorzeichen d. h. als positive Größe in Rechnung zu stellen (denn an sich ist $\frac{dp}{dt}$ bei fallender Kurve negativ).

Den Wert des auf der linken Seite unserer Gleichung stehenden Ausdrucks können wir jederzeit aus unserem Tonogramm leicht berechnen. Wir müssen nur Folgendes berücksichtigen. Wenn im Zeitmoment μ der Wert des zugehörigen h_μ gleich ist dem arithmetischen Mittel sämtlicher h , so stellt das zugehörige p_μ den Mittelwert sämtlicher p dar, denn die Größen h und p unterscheiden sich ja nur durch eine Konstante (Gleichung 2). Wir bestimmen also den mittleren Wert p_μ und messen die bei dieser Ordinatenhöhe statthabende Neigung. Dann haben wir den gesuchten Differentialquotienten $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ und in ihm den Quotienten $\frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu}$. Aus dem

Wert dieses Quotienten können wir unter günstigen Verhältnissen den Wert von Zähler oder Nenner hier genau ebenso erschließen, wie wir das oben bereits bei Gleichung 3 bis) Seite 17 besprochen haben.

Das Sekundenvolumen S können wir in unserer Formel jederzeit ersetzen durch das Schlagvolumen R (Ausflußmenge während einer Herzrevolution) und die Dauer eines Pulschlages T nach der Gleichung

$$S = \frac{R}{T}.$$

Um noch einmal auf die zur Erlangung unserer Gleichungen 8) und 9) gemachten Voraussetzungen zurückzukommen, so gilt in Betreff der Konstanz von q das bereits im vorigen Abschnitt Gesagte. Würde q

pulsatorischen Schwankungen unterliegen, in der Systole größer, in der Diastole kleiner sein, so müßten wir, damit die Gleichung 9) richtig bliebe, die in derselben enthaltenen Differentialquotienten für einen höheren Wert von p als p_μ bilden.

Wir haben ferner angenommen, daß der Reibungskoeffizient des Blutes η beim gleichen Individuum annähernd konstant bleibe. Neuere Untersuchungen aber (Heubner a. a. O., daselbst auch weitere Literaturangaben) haben es wahrscheinlich gemacht, daß das nicht immer der Fall ist, daß der Wert von η vielmehr in längeren Zeiträumen innerhalb gewisser Grenzen schwanken kann. Was nun den Einfluß dieser Schwankungen auf den Kreislauf anbetrifft, so ist es höchst wahrscheinlich, daß die hydraulische Wirkung derselben durch entsprechende Änderungen der Gefäßweite q kompensiert wird.

Jacobj¹⁾ hat hierüber Versuche an Tieren angestellt, indem er den Reibungskoeffizienten des Blutes durch Injektion verschiedener Flüssigkeiten künstlich änderte, und hat dabei den Blutdruck zwar bei starker Erhöhung der inneren Reibung stets steigen, bei Verminderung der Reibung aber nicht immer fallen sehen. Auch verliefen die Druckschwankungen keineswegs proportional den Änderungen der Reibung und waren überhaupt verhältnismäßig gering. Jakobj kommt deshalb zu dem Schluß, daß hier Regulationsvorrichtungen des Gefäßapparates ausgleichend einwirken, indem sie, der inneren Reibung entsprechend, die Weite der Strombahn verändern. Wenn dies schon für die im Experiment sozusagen plötzlich gesetzten Änderungen der inneren Reibung gilt, dann vermutlich erst recht für die allmählich eintretenden spontanen Änderungen, welche für uns hauptsächlich in Betracht kommen.

Auch ist es nach allem, was wir vom Kreislauf wissen, a priori wenig wahrscheinlich, daß sich der Blutdruck p bzw. h oder das Sekundenvolumen S entsprechend den Schwankungen von η verändern sollten, und doch müßte dies geschehen (Gleichung 8), falls nicht durch Anpassung der Gefäßweite q die Änderungen von η so ausgeglichen würden, daß der Komplex $\frac{q^2}{\eta}$ konstant bleibt.

Solche durch Änderungen von η bedingte Variationen von q erfahren wir durch unsere soeben besprochenen Methoden natürlich nicht, es sei denn, daß wir zuvor η selbst direkt bestimmen. Vielmehr gibt uns die Diskussion unserer Gleichungen 8) und 3 bis) (im vorigen Abschnitt) immer nur die Änderungen jenes Komplexes $\frac{q^2}{\eta}$, welchen wir also, wenn wir ganz korrekt sein wollen, in die betreffenden Gleichungen an Stelle von q als Variable einführen müssen.

1) Jacobj, Zur Viskosität des Blutes. Deutsche med. Wochenschr. 1901. Nr. 8. Med. Gesellschaft, Göttingen. Ferner fand Geisböck, Bedeutung der Blutdruckmessung für die Praxis, Deutsches Archiv f. klin. Med. Bd. 83. 1905. S. 363, daß beim kranken Menschen die mit vermehrter Reibung einhergehende Polycythaemie oft, aber durchaus nicht immer mit erhöhtem Blutdruck zusammentrifft.

6. Die Pulsdruckamplitude A.

Die bisher besprochenen Methoden sind in ihrer Ausführung kompliziert, weil eben jede graphische Registrierung, zumal wenn sie mit Ausmessung der gewonnenen Kurven verbunden ist, kompliziert ist. Wir können nun unsere letzte Methode ganz außerordent-

Fig. 4. Neigung beim mittleren Druck und Gesamtneigung in die Pulsdruckkurve eingezeichnet.

BA = Dauer eines Pulschlags. Dieselbe sei gleich der Zeiteinheit (1 Sekunde).
BD = Pulsdruckamplitude.

$$\frac{BD}{BA} = \operatorname{tg} \alpha = \text{Gesamtneigung} = BD, \text{ da } BA = 1.$$

P_μ = Mittlerer Pulsdruck.

$$\frac{B'D'}{B'A'} = \operatorname{tg} \alpha' = \text{Neigung beim mittleren Pulsdruck} = B'D', \text{ da wir } B'A' = BA = 1 \text{ gemacht haben.}$$

lich vereinfachen, sie so einfach gestalten, daß sie in wenigen Minuten ausführbar wird — allerdings um den Preis einer neuen Voraussetzung.

Wir machen die Annahme, daß die Neigung des Tonogramms beim mittleren Druck proportional ist der Gesamtneigung, d. i. der Gesamtdruckerhebung dividiert durch die Gesamtdauer des Pulschlags:

$$\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu} = \frac{p_{\max} - p_{\min}}{T} \cdot k$$

$p_{\max}$ bedeutet den höchsten oder systolischen, $p_{\min}$ den niedrigsten oder diastolischen Druck, T die Dauer eines Pulschlages, k eine Konstante.

Die Differenz $p_{\max} - p_{\min}$ ist nichts anderes, als was wir sonst auch als Amplitude der Pulsdruckkurve bezeichnen. Wir wollen für diese Differenz künftig den Buchstaben A gebrauchen. Bezeichnen wir dann die Pulsfrequenz mit n , so haben wir die Gleichungen

$$\frac{A}{T} = A \cdot n$$

$$\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu} = A \cdot n \cdot k$$

Gleichung 10)
$$\frac{A}{T} = A \cdot n = \frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_{\mu}} \cdot \frac{1}{k}$$

In Worten: das Produkt aus Amplitude mal Frequenz ist proportional dem Quotienten aus dem Sekundenvolumen dividiert durch die relative Inhaltzunahme beim mittleren Druck.

Von dieser letzten Gleichung können wir nun genau den gleichen Gebrauch machen wie von der Gleichung 9) des vorigen Abschnittes und haben den ungeheuren Vorteil, daß wir A und n in kürzester Zeit und ohne graphische Hilfsmittel bestimmen können. Figur 4 diene zur Veranschaulichung der in Rede stehenden Größen.

Bei Ausrechnungen ist zu berücksichtigen, daß der Arzt bei Angabe der Pulsfrequenz die Minute als Zeiteinheit zu benutzen pflegt, während wir sonst, z. B. bei Angabe des „Sekunden“volumens, die Sekunde als Zeiteinheit verwenden.

Auch hier können wir natürlich das Schlagvolumen R an Stelle von $S \cdot T$ (Sekundenvolumen mal Pulsdauer) einführen und erhalten dann

Gleichung 10 bis)
$$A = \frac{R}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_{\mu}} \cdot \frac{1}{k}$$

In Worten: die Amplitude ist proportional dem Quotienten aus dem Schlagvolumen dividiert durch die relative Inhaltszunahme beim mittleren Druck. Oder auch: bei gleich bleibendem Werte der relativen Inhaltszunahme ist die Amplitude das Maß des Schlagvolumens (ebenso wie das Amplituden-Frequenz-Produkt das Maß des Sekundenvolumens: Gleichung 10).

Unter welchen Bedingungen ist nun unsere Voraussetzung, daß die Gesamtneigung der Neigung beim mittleren Druck proportional sei, zulässig? Wir überlegen folgendermaßen: Unsere Voraussetzung würde offenbar dann zutreffen, wenn bei einer Änderung der Amplitude A oder der Pulsdauer T sämtliche Stücke des Tonogramms gleichmäßig größer oder kleiner würden, wenn also sämtliche Tonogramme einander ähnlich wären derart, daß sie durch gleichmäßiges Zusammenschieben oder Auseinanderziehen auf ein und dieselbe Urform zurückgeführt werden könnten. Dies ist aber offenbar nicht der Fall. Vielmehr sind Änderungen der Amplitude oder der Pulsdauer häufig begleitet von einer Verschiebung der gegenseitigen Verhältnisse der einzelnen Pulsabschnitte zueinander, ja selbst bei gleich bleibender Amplitude und Pulsdauer können solche Verschiebungen eintreten. Damit aber ändert sich auch der Wert der Verhältniszahl k .

Die Frage kann also nur noch die sein, ob die Änderungen von k sich innerhalb so enger Grenzen halten, daß wir sie vernachlässigen dürfen. Eine Antwort auf diese Frage kann nur gegeben werden durch die Ausmessung einer großen Zahl zuverlässiger Tonogramme. Darüber soll Abschnitt 9 (experimentelle Prüfung unserer Voraussetzungen) handeln.

7. Zusammenfassung.

Die Hauptresultate unserer mathematischen Ableitungen können wir folgendermaßen zusammenfassen: das Studium des Tonogramms bzw. der Pulsdruckamplitude vermag uns Auskunft zu geben über vier Größen der Kreislaufhydraulik, nämlich:

erstens über den Druck im unteren (kapillaren) Reservoir H ,

zweitens über die relative Inhaltszunahme des oberen (arteriellen)

Reservoirs $\frac{dJ}{dp}$,

drittens über den Querschnitt q einer Verbindungsröhre zwischen beiden Reservoiren, welche der Summe der tatsächlich vorhandenen Kommunikationsröhren hydraulisch gleichwertig ist,

viertens über das Sekundenvolumen S .

Aber nur eine dieser Größen können wir unmittelbar aus unseren Gleichungen berechnen, nämlich H aus den Gleichungen 4) oder 6). Die drei anderen Größen sind leider aus unseren Formeln nicht isoliert darstellbar, vielmehr ist alles, was wir erfahren, immer nur das Verhältnis je zweier dieser Größen. Wir erhalten so Auskunft über

den Quotienten $\frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}}$ aus Gleichung 3 bis),

den Quotienten $\frac{S}{q^2}$ aus Gleichung 8),

den Quotienten $\frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu}$ aus Gleichung 9) und 10).

Aus den Änderungen aber, welche wir unsere Quotienten bei bestimmten Änderungen der Kreislaufverhältnisse erleiden sehen, können wir Rückschlüsse machen auf die Änderungen der die Quotienten konstituierenden drei Größen selber, wenn wir nur wissen, wie eine der drei Größen sich bei der in Frage stehenden Kreislaufänderung verhält. Aus den Beispielen des dritten Teiles wird dies Schlußverfahren am besten klar werden. Um insbesondere über das Verhalten der relativen Inhaltszunahme ins Klare zu kommen, werden wir die drei im dritten Abschnitt entwickelten Sätze zu Rate ziehen.

Es folgt noch eine Zusammenstellung der praktisch wichtigen Formeln. Die wichtigste davon ist Gleichung 9). Die linke Seite der Gleichung enthält immer die der Messung zugänglichen Größen.

Gleichung 2) $p = h + H$

Gleichung 4)
$$\frac{\left(\frac{dp}{dt}\right)_1 p_2 - \left(\frac{dp}{dt}\right)_2 p_1}{\left(\frac{dp}{dt}\right)_1 - \left(\frac{dp}{dt}\right)_2} = H$$

Vgl. auch Gleichung 4 bis) S. 18.

Gleichung 6) $\frac{p_2^2 - p_1 p_3}{2p_2 - p_1 - p_3} = H$, falls $t_1 - t_2 = t_2 - t_3$

Gleichung 7) $\frac{\frac{dp}{dt}}{\frac{d^2p}{dt^2}} = \text{konstant}$

Gleichung 3 bis) $-\frac{\frac{dp}{dt}}{h} = \frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}} \frac{1}{8\pi\eta l}$

Gleichung 8) $h_\mu = \frac{S}{q^2} 8\pi\eta l$

Gleichung 9) $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu = \frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu}$

Gleichung 10) $\frac{A}{T} = A \cdot n = \frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu} \frac{1}{k}$

Auch an die Bedeutung der angewandten Buchstaben sei nochmals kurz erinnert:

- p = arterieller Druck (Pulsdruck im arteriellen Reservoir).
- H = Druck im kapillaren Reservoir.
- h = Druckdifferenz zwischen beiden Reservoir.
- p_μ und h_μ = mittlere Pulsdruckwerte.
- J = Inhalt des arteriellen Reservoirs.
- l und q = Länge und Querschnitt der ideellen Verbindungsröhre zwischen beiden Reservoir.
- η = Reibungskoeffizient des Blutes.
- S = Sekundenvolumen.

A = Pulsdruckamplitude.

T = Dauer eines Pulses.

n = Pulsfrequenz.

$\frac{dp}{dt}$ = Neigung der Pulsdruckkurve im Kurvenabschnitt des reinen Ausfließens.

$\frac{dJ}{dp}$ = relative Inhaltszunahme (Weitbarkeit) des arteriellen Reservoirs.

Bei den Gleichungen 4), 6), 7) und 3^{bis}) haben wir die Voraussetzung gemacht, daß $\frac{q^2}{\eta l \frac{dJ}{dp}}$ konstant ist, bei den Gleichungen 8), 9)

und 10), daß $\frac{q^2}{\eta l}$ konstant ist, bei der Gleichung 10) außerdem noch, daß die Verhältniszahl k konstant ist. Bei sämtlichen Gleichungen liegt ferner zugrunde die eingangs entwickelte Anschauung von den zwei Reservoirien und von den Kommunikationsröhren zwischen denselben, in welchen das Blut nach dem Poiseuilleschen Gesetz strömt. Beim Gebrauch der Gleichungen ist jedesmal zu prüfen, ob die Voraussetzungen zutreffen. Vgl. Teil II.

Endlich noch eine Bemerkung. Das Sekundenvolumen S wird natürlich bei einer großen normal gebauten Person größer sein als bei einer kleinen im übrigen ebenso normalen Person. Dafür wird aber bei ersterer der Wert von q und von $\frac{dJ}{dp}$ ebenfalls entsprechend größer sein. Es dürften daher wohl unsere Quotienten bei beiden Personen gleich, d. h. also unabhängig von der Körperstatur sein.

Der Hauptwert unserer Formeln liegt darin, daß sie uns, wenn auch nur bedingte, Auskunft geben über den wichtigsten und doch so schwer fassbaren Faktor des Kreislaufs, das Sekundenvolumen, und zwar unter Benutzung von Meßmethoden, welche sowohl am Tier wie am Menschen verhältnismäßig einfach ausführbar sind.

Zur Literatur. Die Anwendung des Poiseuilleschen Gesetzes auf den Kreislauf stammt bekanntlich schon von Poiseuille selber, welcher ja erst durch die ihn beschäftigenden physiologischen Probleme zu seinen physikalischen Untersuchungen veranlaßt wurde. Die aus diesem Gesetze ableitbare Formel für den diastolischen

Kurvenabschnitt Gleichung 5) hat bereits O. Frank¹⁾ mitgeteilt, ohne dabei jedoch die wichtige Trennung des Druckes p in einen konstanten Teil H und einen variablen Teil h durchzuführen. Frank ist bekanntlich überhaupt der erste, welcher in konsequenter Weise die mathematische Analyse der Pulsdruckkurve in Angriff genommen hat.

Einzelne mit unsern Überlegungen verwandte Gedanken finden sich vielfach in der Literatur, insbesondere Schlüsse aus der Amplitude auf das Schlagvolumen.²⁾ Ferner sei noch besonders auf die Arbeiten von Hürthle³⁾ und von Sahli⁴⁾ verwiesen und auf die in Abschnitt 12 zu zitierenden Abhandlungen von Strasburger und von Erlanger und Hooker.

II. Experimentelle Prüfung unserer Voraussetzungen.

8. Die Voraussetzung einer Kurve des reinen Ausfließens gemäss Gleichung 5).

Berechnung des Druckes im unteren Reservoir H.

Es war besonders wichtig festzustellen, ob die in Abschnitt 4 gemachten Annahmen in Wirklichkeit zu Recht bestehen, das heißt, ob es Tonogramme gibt, deren diastolisches Kurvenstück sich durch die Gleichung 5)

$$p = H + h_0 e^{-\frac{t q^2}{8 \pi \eta^1 \frac{dJ}{dp}}}$$

darstellen läßt. Wir hatten zum Schlusse des Abschnittes 4 gesehen, daß wir die Richtigkeit unserer Annahme dadurch prüfen können, daß wir zusehen, ob das Verhältnis des ersten Differentialquotienten der Kurve zum zweiten Differentialquotienten konstant ist.

Es gilt also, dies Verhältnis für mehrere Punkte derselben Kurve durch Messung und Rechnung festzustellen. Was die Auswahl der

1) O. Frank, Grundform des arteriellen Pulses. Zeitschrift für Biologie. Bd. 37. Seite 34. Gleichung 3).

2) Siehe z. B. O. Schmiedeberg, Grundriß der Pharmakologie. 5. Aufl. 1906. Seite 276.

3) K. Hürthle, Deutsche medizin. Wochenschrift. 1904. Nr. 33. S. 1409; ferner in der weiter unten in Abschnitt 10 zitierten Arbeit.

4) Sahli, Über das absolute Sphygmogramm usw. Deutsch. Arch. f. klin. Med. Bd. 81. 1904.

Tabelle I.
Das Verhältnis der beiden ersten Differentialquotienten
und der Druck H bei tierischen Tonogrammen.

Kurve	Gemessen		Berechnet		
	Ab- sziſſe t 1/2 mm	Ordi- nate p 1/2 mm	Δp	$\frac{\Delta p_n + \Delta p_{n+1}}{\Delta p_n - \Delta p_{n+1}}$	H 1/2 mm
1) Hürthle, 7. Abhandlung Pflügers Archiv Bd. 49, 1891, Tafel VII, Figur 29a zweiter Puls. Hund, Carotis. Höchste Ordinate (systo- lischer Pulsdruck): 29, 4; niedrigste Ordinate (dia- stolisch. Pulsdruck): 16, 7. Die zur Abszissenlänge 60 gehörige Ordinate schneidet die Kurve an der Stelle des fünften Markierzeichens.	0	24,0			
	10	22,35	1,65	$\frac{3,05}{0,25} = 12,2$	13,1
	20	20,95	1,40	$\frac{2,6}{0,2} = 13,0$	12,6
	30	19,75	1,20	$\frac{2,2}{0,2} = 11,0$	13,7
	40	18,75	1,00	$\frac{1,85}{0,15} = 12,3$	13,1
	50	17,90	0,85		Mittel 13,1
2) Hürthle, an gleicher Stelle Tafel VII, Figur 29b, Hund, Aorta. Höchste Ordinate: 29, 8, niedrigste Ordinate: 15, 8. Die zur Abszissenlänge 50 gehörige Ordinate schneidet die Kurve an der Stelle des dritten Markierstriches.	0	23,95			
	10	21,70	2,25	$\frac{4,1}{0,4} = 10,3$	11,3
	20	19,85	1,85	$\frac{3,35}{0,35} = 9,6$	11,9
	30	18,35	1,50	$\frac{2,75}{0,25} = 11,0$	10,9
	40	17,10	1,25		Mittel 11,4
3) Hürthle, nicht publiziert. Gleichzeitige Registrierung des Pulsdrucks und des Stromvolumens wie in der Abhandlung: Beschreibung einer registrierenden Strom- uhr, Pflügers Archiv, Bd. 97, 1903, Tafel V. Hund, Ca- rotis. Höchste Ordinate: 28. Niedrigste Ordinate: 14.	4	22,90			
	6	20,00	2,90	$\frac{5,1}{0,7} = 7,3$	10,9
	8	17,80	2,20	$\frac{3,85}{0,55} = 7,0$	11,2
	10	16,15	1,65	$\frac{2,85}{0,45} = 6,3$	11,8
	12	14,95	1,20		Mittel 11,3
4) O. Frank, der Puls in den Arterien, Zeitschr. f. Biol., Bd. 46, 1905, Seite 478, Fig. 18, Aortendruck beim Hunde. Höchste Ordinate: 43, 8, niedrig. Ordinate: — 1, 8. Die Abszissenlänge O ent- spricht der zweiten Zeit- marke. Die Abszisse ist in einer willkürlichen Höhenlage gezogen, da die wahre Abszisse nicht bekannt ist.	sec	mm			
	0,0	21,0			
	0,15	15,6	5,4	$\frac{10,1}{0,7} = 14,4$	
	0,3	10,9	4,7	$\frac{8,9}{0,5} = 17,8$	
	0,45	6,7	4,2	$\frac{7,9}{0,5} = 15,8$	
	0,6	3,0	3,7		

auszumessenden Kurven anlangte, so mußte von vornherein auf alle solche Kurven oder Kurvenstücke verzichtet werden, welche durch sekundäre Wellen (Elastizitätsschwankungen, Nachschläge) sichtbar entstellt waren. Denn bei der Ausmessung des zweiten Differentialquotienten ändern bereits minimale Unterschiede im Verlauf der Kurve das Resultat ganz bedeutend, und das Egalisieren der Welle ist natürlich immer ein etwas willkürliches Verfahren. So kam es, daß ich nur 5 Kurven fand, welche längere Kurvenstücke enthielten, die zur Ausmessung geeignet schienen. Die Resultate der Ausmessungen und Berechnungen sind in den Tabellen I und II zusammengestellt.

Bemerkungen zur Tabelle I. Die Höhen der Ordinaten sowohl wie die Länge der Abszisse sind in $\frac{1}{2}$ mm angegeben deshalb, weil das in Glas geritzte Netz, mit welchem die Ausmessungen vorgenommen wurden, in $\frac{1}{2}$ mm geteilt war.

Der Ausdruck $\frac{\Delta p_n + \Delta p_{n+1}}{\Delta p_n - \Delta p_{n+1}}$ ist bei gleichbleibendem Δt proportional

$$\frac{\left(\frac{\Delta p}{\Delta t}\right)_n + \left(\frac{\Delta p}{\Delta t}\right)_{n+1}}{\frac{\Delta p_n - \Delta p_{n+1}}{\Delta t^2}},$$

dieser Ausdruck aber, falls wir Δt klein genug gewählt haben,

$$\text{offenbar gleich } 2 \left(\frac{\frac{dp}{dt}}{\frac{d^2p}{dt^2}} \right)_n.$$

Voraussetzung bei unserer Verwertung dieser Kurven ist, daß die Ordinatenhöhen den Druckhöhen proportional sind. Dies ist aber nach den Mitteilungen, welche die Herren Prof. Hürthle in Breslau und Prof. Frank in Gießen mir auf meine Anfrage zu machen die Liebenswürdigkeit hatten, in genügend genauem Maße der Fall. Herrn Professor Hürthle bin ich außerdem für die freundliche Überlassung der dritten ausgemessenen Kurve zu bestem Dank verpflichtet.

H ist auf Grund von Gleichung 6) aus je 3 benachbarten Werten berechnet.

Tabelle II.

Das Verhältnis der beiden ersten Differentialquotienten und der Druck H bei dem menschlichen Tonogramm Fig. 5.

Pulsabschnitt	Abgelesen			Berechnet				
	Abszisse $\frac{1}{2}$ mm	Ordinate $\frac{1}{2}$ mm	Korrigierte Ordinate ¹⁾ $\frac{1}{2}$ mm	Δp	$\frac{\Delta p_n + \Delta p_{n+1}}{\Delta p_n - \Delta p_{n+1}}$	Korrigierte Ordinate ²⁾ cm Wasser	Druck p cm Wasser	Druck H cm Wasser
Puls 2 Reine Ausfließkurve	24	10,1	12,26	2,42	$\frac{4,49}{0,35} = 12,8$	23,28	102,98	
	26	7,5	9,84			18,69	98,39	71
	28	5,25	7,77	2,07	$\frac{3,84}{0,30} = 12,6$	14,75	94,45	72
	30	3,3	6,00	1,77	$\frac{3,29}{0,25} = 13,2$	11,40	91,10	70
	32	1,6	4,48	1,52	$\frac{2,79}{0,25} = 11,2$	8,51	88,21	74
	34	0,15	3,21	1,27		6,10	85,80	
Vorangehender Tiefpunkt	0,3	0	0			0	79,7	
Nachfolgender	39	- 3,5	0			0	79,7	
Höchstpunkt	6	33	33,5			63,6	143,3	
Puls 1 Reine Ausfließkurve	25	10,1	11,35 ³⁾	2,52	$\frac{4,64}{0,4} = 11,6$	21,55	101,25	
	27	7,4	8,83			16,77	96,47	73
	29	5,1	6,71	2,12	$\left(\frac{3,84}{0,4} = 9,6 \right)$	12,74	92,44	73 ³⁾
	31		(4,99 ⁴⁾)	(1,72)	$\left(\frac{3,14}{0,3} = 10,5 \right)$			
	33	1,6	3,57	(1,42)	$\left(\frac{2,64}{0,3} = 8,8 \right)$	6,63	86,33	
	35	0,3	2,45	1,22		4,65	84,35	
Vorangehender Tiefpunkt	0	0	1 ³⁾				79,7	
Nachfolgender	40,7	- 3,6	1 ³⁾				79,7	
Höchstpunkt	6	34						

Bemerkungen zur Tabelle II. Die Ausmessung geschah mittels $\frac{1}{2}$ mm-Netzwerk auf einem Photogramm, welches die Originalkurve in vierfacher Vergrößerung wiedergab.

Die Betrachtung der Tabellen zeigt, daß in der Tat die Werte $\frac{\Delta p_n + \Delta p_{n+1}}{\Delta p_n - \Delta p_{n+1}}$ und mithin auch die diesen Werten proportionalen Verhältnisse der Differentialquotienten bei jeder unserer Kurven so nahe übereinstimmen, als es irgend erwartet werden konnte angesichts der Tatsache, daß sowohl die Methode der Registrierung, wie die der Ausmessung nicht frei ist von Ungenauigkeiten⁶⁾, daß vor allem, wenn auch keine in die Augen fallenden Elastizitätsschwankungen vorhanden waren, kleinste derartige Wellungen doch vermutlich nie völlig fehlen.

Dieses Resultat ist für uns von der größten Bedeutung. Denn es erlaubt uns zu schließen, daß bei Registrierung der fünf Kurven die im Abschnitt 4 besprochenen Bedingungen erfüllt gewesen sind,

1) Im dritten Stab ist die Ordinate auf die Höhe bei unverschobenem Pulsbild d. h. auf gleich hochliegende Tiefpunkte reduziert, z. B.:

$$\frac{3,5}{39-0,3} = 0,09 \qquad \begin{array}{l} 10,1 + 0,09 \cdot 24 = 12,26 \\ 7,5 + 0,09 \cdot 26 = 9,84 \end{array}$$

Vgl. später Abschnitt 15.

2) Der drittletzte Stab wurde aus dem drittersten erhalten unter der Annahme, daß 33,5 mm Ordinatenhöhe entsprechen 63,6 cm Wasserdruck. Diese Zahl für den Amplitudendruck sowie der bei Berechnung des zweitletzten Stabes zu Grunde gelegte Wert des minimalen Pulsdruckes, 79,7 cm Wasser, ergeben sich durch Umrechnung der in Tabelle II Abschnitt 19, Seite 454 der vorhergehenden Arbeit mitgeteilten Zahlen mittels der Umrechnungstabelle ebendort Seite 462.

3) Puls 1 ist kein richtiges kleines Pulsbild. Jedoch fällt, wie die Ausmessung zeigt, der Abschnitt der reinen Ausfließkurve noch ganz in den verkürzten Teil des Pulsbildes hinein. Vgl. Puls 4 der Fig. 1 der vorhergehenden Arbeit Seite 391. Es wurde angenommen, daß infolge der Darstellung des tiefsten Teils in voller Höhe das ganze Pulsbild um 1 mm höher ausgefallen ist als bei durchgehender Verkürzung, und wurden deshalb die Ordinaten statt auf Nullhöhe auf Höhe + 1 der Tiefpunkte reduziert.

4) Da an dieser Stelle wegen der kleinen Zwischenwelle die Ordinate der reinen Ausfließkurve nicht gemessen werden konnte, wurde dieser Wert willkürlich geschätzt. Die mit Hilfe dieses unsicheren Wertes berechneten Zahlen der folgenden Stäbe sind eingeklammert.

5) Berechnet aus dem ersten, dritten und vierten Wert p nach Gleichung 6).

Im übrigen gilt das zur vorigen Tabelle Bemerkte.

6) Es wäre vorzuziehen, künftige Ausmessungen mit vollkommeneren Hilfsmitteln, etwa so, wie sie O. Frank a. a. O. benutzt hat, vorzunehmen. Die durch die Ungleichheiten des Pulskurvenstriches bedingten Fehler werden dadurch allerdings nicht beseitigt werden. Ich schätze den Fehler bei den Ausmessungen der Tabellen I und II auf $\frac{1}{40}$ bei $\frac{1}{10}$ mm; letzterer Wert gilt nur für das vierte Tonogramm der Tabelle I.

daß also $\frac{q^2}{\eta l \frac{dJ}{dp}}$ konstant war, ferner aber, daß auch die im Eingang der Arbeit aufgestellten Anschauungen über die beiden Reservoir und die Verbindungsröhren, in welchen das Blut nach dem Poiseuilleschen Gesetz fließt, zutreffend waren.

Fig. 5. Vier Treppenkurvenpulsbilder

und zwar aus derselben Treppenkurve, welcher die Stücke E und E' in der Tafel der vorigen Arbeit entstammen (vgl. auch Tabelle II, ebendort Seite 454), etwa sechsfach vergrößert.

Puls 2 und 3 sind „kleine Pulsbilder“.

Puls 1 ist das letzte große Pulsbild; auf demselben ist der tiefste Abschnitt in natürlicher Größe und steilster Neigung wiedergegeben.

Puls 1 und 2 zeigen zwischen den Marken eine reine Ausfließkurve, Puls 1 jedoch mit einer kleinen Zwischenwelle. Man beachte die Verschiedenheit der Diastole in den drei Pulsen.

Der Holzschnitt gibt die Kurve natürlich nur annähernd wieder. Photogramme nach der Originalkurve sind von der Firma J. u. A. Bosc, Mechaniker in Straßburg zu beziehen.

Damit aber ist gezeigt, daß die auf den ersten Anblick vielleicht gewagt erscheinenden mehrfachen Annahmen, auf welchen unser ganzes theoretisches Gebäude ruht, nicht willkürlich zurecht gemachte Hypothesen sind. Es zeigt sich vielmehr, daß es in der Natur Fälle gibt, in welchen unsere Voraussetzungen verwirklicht sind. Unsere Theorie erhält durch das Experiment einen festen Boden.

Berechnung von H. Da die in Abschnitt 4 bei Berechnung

des Druckes im unteren Reservoir H gemachten Voraussetzungen zutreffen, so können wir in unseren Fällen den Wert von H selber berechnen, was in den letzten Spalten der beiden Tabellen geschehen ist.

Leider ist nur bei den drei ersten Tierkurven die Lage der Abszisse und nur bei der dritten gleichzeitig der Maßstab verzeichnet. Wir können deshalb bei den beiden ersten Kurven den Wert von H nur in mm Ordinatenhöhe und nur bei der dritten auch in cm Wasser angeben. Derselbe beträgt 82 cm Wasser = 61 mm Quecksilber. Was die beiden ersten Kurven anbetrifft, so ist es nach den mir gewordenen Mitteilungen von Prof. Hürthle zwar nicht mehr mit Bestimmtheit festzustellen, aber doch wahrscheinlich, daß die Kalibrierung auf Fig. 14, Tafel III der gleichen Arbeit auch für unsere Kurven gilt. In diesem Fall würde der Maßstab unserer drei ersten Kurven fast genau der gleiche sein. Es würde ferner der Wert von H in allen drei Fällen nahezu übereinstimmen. Auch der beim Menschen gefundene Wert H steht dem tierischen nahe.

9. Die Voraussetzung der Konstanz von k und die Verwertbarkeit der Amplitudenmessung.

Um zu prüfen, ob und wie weit die in Abschnitt 6 gemachte Voraussetzung, daß k , das Verhältnis der Neigung bei mittlerem Druck zur Gesamtneigung, konstant sei, zutrifft, galt es, bei einer Reihe von Tonogrammen diese beiden Neigungen auszumessen. Leider genügen von den in der Literatur vorhandenen Tonogrammen nur sehr wenige den hier zu stellenden Anforderungen: Pulsus aequalis, ein ausgebildetes Kurvenstück des reinen Ausfließens, der Ordinatenzuwachs dem Druckzuwachs proportional, keine übermäßige Entstellung der Kurven durch die Fehler der Registrierapparate.¹⁾ Die bei der Ausmessung der wenigen brauchbaren Kurven erhaltenen Resultate sind in Tabelle III zusammengestellt.

Ein Blick auf die letzte Spalte der Tabelle zeigt, daß der Wert von k leider keineswegs konstant ist, daß er vielmehr trotz der geringen Zahl ausgemessener Kurven innerhalb weiter Grenzen (1,17 und 2,15) variiert. Bei näherer Betrachtung allerdings erweist sich das Ergebnis doch nicht ganz so entmutigend. Fassen wir zunächst die beiden Katzenversuche ins Auge, bei welchen jeweils verschiedene Zustände desselben Tieres untersucht wurden, so sehen wir, daß trotz

1) Sicherheit über letzteren Punkt kann nur eine Prüfung in der Art, wie sie in der vorangehenden Arbeit Abschnitt 20 Seite 459 skizziert wurde, geben. Bei den hier ausgemessenen Tierkurven mußte ich mich ebenso wie bei Tabelle I mit der Wahrscheinlichkeit begnügen.

starker Variation von k die Änderungen von $\frac{A}{T}$ und $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ sich doch in gleichem Sinne vollziehen, d. h. die Änderungen von $\frac{A}{T}$ zeigen die Richtung, in der sich $\frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)_\mu}$ verändert, richtig an, nur das Quantitative, den Betrag der Änderung geben sie ungenau, nämlich zu klein an. (Freilich ist die Bestimmung von $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ gerade in diesen Versuchen unsicher.)

Fig. 6. Tonogramm der Hunde-Carotis.

Nach Hürthle, Beiträge zur Hämodynamik VII, Pflügers Archiv f. d. ges. Physiologie. Bd. 49. 1891. Tafel VII. Fig. 29a.

Ferner: In jenen Fällen, wo wir extreme Werte von k finden, zeigt auch das Tonogramm schon auf den ersten Blick ein ungewohntes Bild, wie die Figuren 6 und 7b beweisen. In Figur 6 ist die extrem kurze und niedrige Systole, bezw. die unverhältnismäßig lange Diastole offenbar daran schuld, daß $\frac{A}{T}$ im Vergleich zu $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ ungewöhnlich groß ist. In Figur 7b ist die lange Dauer und große Höhe der Systole bezw. verhältnismäßig kurze Dauer der Diastole der Grund für das entgegengesetzte Verhalten, wie man sich das im Anschluß an Figur 4 leicht geometrisch klar machen kann. Wir werden solche abnorme Pulsformen bereits an jedem leidlich exakten Sphygmogramm erkennen und uns dadurch vor Trugschlüssen schützen können.

Trotz alledem müssen wir sagen, daß infolge der Inkonstanz von k beim Übergang von der Gleichung 9) zur Gleichung 10) ein großer Fehler in unsere Rechnung eingeführt wird, ein Fehler, der offenbar viel

schlimmer ist als alle bis dahin eingeführten Ungenauigkeiten. Die Gleichung 10) kann daher nur als wenig genaue Annäherungsformel gelten, d. h. wir dürfen aus einer Änderung von $A.n$ eine gleichsinnige Variation von $\frac{S}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)^\mu}$ bloß dann erschließen, wenn diese Änderung so groß ist, daß die möglichen Veränderungen von k dagegen vernachlässigt werden dürfen. Eine quantitative Bestimmung dieser Änderung ist überhaupt nicht möglich.

Fig. 7. Tonogramme der Katzen-Carotis.

a) 11 h 54 normal.

b) 12 h 20 nach Injektion von Strychnin.

Versuch von Dr. Alb. Fraenkel, mitgeteilt im Archiv f. exp. Pathol. und Pharmak. Bd. 40. Seite 51 unten; die Kurven wurden mir vom Autor freundlichst zur Verfügung gestellt.

Um wenigstens gewisse Anhaltspunkte zur Beurteilung von k zu haben, kann man, wie gesagt, das Sphygmogramm heranziehen. Weit besser aber ist es, wenigstens stichprobenweise das Tonogramm zu zeichnen und, falls sich ein Kurvenstück des reinen Ausfließens findet, $\left(\frac{dp}{dt}\right)$ auszumessen und dergestalt die mittels Gleichung 10) gefundenen Resultate in einwandsfreier Weise durch Gleichung 9) zu kontrollieren.

Alles dies gilt nur auf Grund der wenigen in Tabelle III niedergelegten Ausmessungen. Weitere Ausmessungen wären offenbar wünschenswert und würden vielleicht etwas andere und möglicherweise für die Verwendung der Gleichung 10) günstigere Schlüsse erlauben. Besonders wichtig, aber vielleicht auch besonders schwierig wäre es, über das Verhalten von k bei Fiebertypus und dem ähnlichen Puls bei starker Muskulararbeit Genaueres zu erfahren.

Tabelle III.
Neigung beim mittleren Druck $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu}$ und Gesamtniegung $\frac{A}{T}$ und ihr Verhältnis k.

Experi- mentator	Tafel und Figur	Versuchs- individuum	Registrier- stelle	Puls Nr.	Versuchsbedingungen	$\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu}$ cm/cm	$\frac{A}{T}$ cm/cm	k	k Mittel
Hürthle, Pflügers Archiv Bd. 49	II, 6a	Hund Nr. 1	Carotis	4 normal 5		0,53 0,50	0,31 0,30	1,71 1,67	1,69
	III, 11a	Hund Nr. 2	Aorta	2 " 3		0,43 0,43	0,29 0,29	1,48 1,48	1,48
	VIII, 29a 29b	Hund Nr. 3	Carotis	1 " 1	(Figur 6 dieser Arbeit)	0,16 0,20	0,13 0,17	1,17 1,17	1,17
	VI, 24a 24b	Hund Nr. 4	Carotis	2 " 1	Nervus accelerans gereizt	0,25 0,45	0,19 0,28	1,32 1,61	1,32 1,61
Fraenkel, dieses Archiv Bd. 40 Seite 45. Kurven nicht publiziert.	Kurve 1	Katze Nr. 1	Carotis	3 normal (siehe Seite 44 dieser Arbeit 4 Versuch 6/6)		0,70 ¹⁾ 0,70 ¹⁾	0,46 0,46	1,54 1,54	1,54
	Kurve d			1 nach Injektion von Erythrophilin 2		0,50 ¹⁾ 0,52 ¹⁾	0,35 0,36	1,43 1,44	1,43
	Kurve e			4 5		0,53 ¹⁾ 0,53 ¹⁾	0,37 0,37	1,43 1,43	1,43
dito Seite 51	Figur 7a	Katze Nr. 2	Carotis	2 normal (Figuren 7a u. 7b dieser Arbeit)		0,67	0,43	1,56	1,56
	Figur 7b			2 nach Injektion von Strychnin		1,40 ¹⁾	0,65	2,15	2,15
	Figur 5	Mensch	Oberarm	2 Pleuritis-Rekonvaleszent		1,55	0,87	1,78	1,78

Bemerkung zu Tabelle III.

Bei Hund Nr. 3 und beim Menschen wurde p_{μ} auf Grund der Ausmessung vieler Ordinaten berechnet, bei den anderen Kurven mittels Verschiebung einer in Pauspapier geritzten Linie geschätzt (vgl. Abschnitt 16). Bei Hund Nr. 3 wurde $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu}$ direkt gemessen, beim Menschen nach Gleichung 4 bis) berechnet (siehe auch Tabelle II), bei den anderen Kurven mittels der Normalkurvenplatte (vgl. unten Seite 49) ermittelt. Bei den mit ¹⁾ bezeichneten Werten ist keine reine Ausfließkurve festzustellen. Die betreffenden Zahlen sind daher unsicher und nur mangels besserer Messungen mitgeteilt.

III. Beispiele der Anwendung unserer Theorie.

10. Wirkung des Oxysparteins.

Hürthle¹⁾ verzeichnete beim Hunde das Tonogramm der Arteria carotis vor und nach der Einverleibung von Oxyspartein. Er maß dann die gewonnenen Kurven aus in der Weise, daß er zunächst den Zeitpunkt feststellte, wo die Ordinatenhöhe des diastolischen Kurvenschenkels einem Blutdruck von 100 mm Quecksilber entsprach. Dann maß er die Druckhöhe, welche $\frac{1}{2}$ und 1 Sekunde später statt hatte. So fand er drei Werte p und zwar vor der Einverleibung des Oxysparteins die Werte 100, 72, 57, nach derselben die Werte 100, 71, 56. Aus diesen Zahlen berechnet sich der Druck im unteren Reservoir H nach Gleichung 6) zu 40 mm Quecksilber und zwar sowohl vor wie nach der Oxysparteingabe.

Daraus folgt dann, daß bei gleichem Wert von p auch h vor und nach Oxyspartein gleich ist. Ferner ergibt der fast übereinstimmende Verlauf der Kurve vor und nach Oxyspartein, daß auch die Neigung $\frac{dp}{dt}$ bei gleichem Druck p die gleiche ist.

Da wir ferner wohl annehmen dürfen, daß auch η gleich geblieben ist, so folgt aus Gleichung 3 bis), daß der Wert des Quotienten $\frac{q^2}{\frac{dJ}{dp}}$ durch das Oxyspartein nicht verändert wurde.

Dagegen fand Hürthle bei Betrachtung der gewonnenen Kurven, daß der Mitteldruck p_{μ} nach Oxyspartein erheblich höher war

1) Hürthle, Wirkung des Oxysparteins, Arch. f. exper. Path. u. Pharmak. 1892. Bd. 30. Seite 153 f.

als vorher. Es muß also auch h_{μ} größer geworden sein (denn H war ja unverändert geblieben, Gleichung 2). Ferner muß bei dem im Übrigen übereinstimmenden Verlauf der Kurve vor und nach Oxyspartein mit der Zunahme des Mitteldruckes p_{μ} auch eine Zunahme der Neigung bei mittlerer Druckhöhe $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\mu}$ stattgefunden haben. Daraus folgt nun auf Grund der Gleichungen 8) und 9) daß die Quotienten

$$\frac{S}{q^2} \quad \text{und} \quad \left(\frac{\frac{S}{dJ}}{dp}\right)_{\mu}$$

größer geworden sind.

Welchen Rückschluß gestattet nun dieses Verhalten der Quotienten auf die Änderungen des Kreislaufs? Die einfachste Annahme ist jedenfalls die, daß die Gefäßweite q ebenso wie die relative Inhaltszunahme $\frac{dJ}{dp}$ gleichgeblieben war, daß dagegen das Sekundenvolumen S durch Oxyspartein zugenommen hatte. Auch Hürthle kommt auf etwas anderem Wege zu demselben Schluß.

Diese Deutung der Hürthleschen Versuchsergebnisse ist nicht die einzig mögliche; ob sie die richtige ist, darüber zu diskutieren ist hier natürlich nicht der Ort. Hier kommt es ja nur darauf an, die Art des Raisonnements durch Beispiele zu illustrieren.

Daß die von Hürthle mitgeteilten Kurven reine Ausfließkurven gemäß Gleichung 5) seien, konnte ich freilich nicht nachweisen. Doch vermute ich, daß das nur daran liegt, daß die etwas rohe Holzschnittreproduktion der Kurven für solche Zwecke nicht genau genug ist.

Natürlich sind, solange dieser Punkt nicht aufgeklärt ist, unsere obigen Schlüsse mit einem Fragezeichen zu versehen.

11. Wirkung der Digitaliskörper beim herzkranken und beim herzgesunden Menschen und beim Tier.

Alb. Fraenkel¹⁾ gab Strophantin intravenös bei Herzkranken mit Kompensationsstörung. In allen Fällen, wo die Medikation er-

1) Albert Fraenkel, 23. Kongreß für innere Medizin in München 1906. Die ausführliche Publikation in Gemeinschaft mit Dr. G. Schwartz ist in Vorbereitung.

folgreich war, beobachtete er als erstes Symptom eine starke Vergrößerung der Amplitude. Darauf folgte eine Verminderung der Pulsfrequenz und ein Vollerwerden des Radialpulses, Zunahme der Urinsekretion, Vermehrung der Leistungs- und Arbeitsfähigkeit, Besserung des subjektiven Befindens, Verschwinden der Ödeme u. s. f. Die Frequenzverminderung blieb in Fällen, wo der Puls vorher nicht stark beschleunigt gewesen war, manchmal aus. Der mittlere Blutdruck blieb konstant oder ging etwas zurück.

Entsprechend der vergrößerten Amplitude war in allen Fällen das Amplituden-Frequenz-Produkt stark vermehrt, manchmal bis auf reichlich das Doppelte.

Fassen wir nun unsere Gleichung 10) ins Auge. Vorausgesetzt daß die relative Inhaltzunahme die gleiche geblieben war, hatte sich auch das Sekundenvolumen infolge der Strophantinwirkung auf das Doppelte vermehrt. Nun spricht aber die bessere Füllung der Radialarterie für eine Verringerung des Tonus im arteriellen Reservoir und also für eine Vergrößerung der relativen Inhaltzunahme (Abschnitt 3 Satz 1).

Es ist nämlich anzunehmen, daß nicht der Tonus der Arteria radialis allein, sondern der aller Arterien sich in gleichem Sinne verändert hat. Denn die zuerst beobachtete Enge der Arteria radialis und das spätere Weiterwerden ist nach meiner Meinung so zu erklären, daß bei dem anfänglich zu geringen Sekundenvolumen fast die ganze vom Herzen geförderte Blutmenge von den lebenswichtigen inneren Organen in Anspruch genommen wurde, sodaß für die Extremitäten sehr wenig übrig blieb, daß aber später, nachdem das Sekundenvolumen sich vervielfacht hatte, auch der Peripherie eine genügende Durchblutungsmenge zugemessen werden konnte. Daher beobachten wir Kleinheit des Radialpulses bei jeder Art von ungenügender Herztätigkeit und Wiedervollwerden desselben bei Besserung der Herzaktion, gleichgültig ob dieselbe spontan erfolgt oder unter Einwirkung irgend eines Medikamentes wie Digitalis, Kampher, Coffein. Aus einem guten Radialpuls pflegt der Arzt auf eine gute, aus einem schlechten auf eine schlechte Herztätigkeit zu schließen. Wir kommen also zu dem Schluß, daß in unserem Fall alle Arterien weiter und also der Wert der relativen Inhaltzunahme größer geworden ist.

Auch die allerdings nur geringfügige Verminderung der absoluten Druckhöhe muß in gleichem Sinn gewirkt haben (Abschnitt 3 Satz 2). Es hat also eine, wahrscheinlich recht erhebliche Zu-

nahme des Wertes $\frac{dJ}{dp}$ stattgefunden.¹⁾ Mithin ist der Wert des Sekundenvolumens um mehr als das Doppelte, vielleicht um ganz erheblich mehr gestiegen.

Die günstige Wirkung des Strophantins bestand also hydraulisch gesprochen darin, daß das Herz veranlaßt wurde, statt eines offenbar zu geringen Sekundenvolumens eine um ein Mehrfaches größere Blutmenge in der Zeiteinheit zu befördern, eine Blutmenge, welche genügte, um die Organe so zu durchbluten, wie es für ein richtiges Funktionieren derselben nötig war.

Die Zunahme des Amplituden-Frequenz-Produkts wäre noch bedeutender gewesen, wenn nicht alsbald auf die Vergrößerung der Amplitude eine Verringerung der Frequenz gefolgt wäre. Offenbar war die durch das Strophantin bewirkte Vertiefung des einzelnen Pulsschlages so bedeutend, daß ein ausreichendes Sekundenvolumen erzielt wurde, selbst wenn die bisher abnorm hohe Zahl der Pulsschläge auf das gewöhnliche Maß vermindert wurde. Pulsverlangsamung wird daher mit Recht vom Arzt als Kennzeichen einer erfolgreichen Digitalisapplikation betrachtet. Ein noch feineres Reagens indessen ist die Amplituden-Vergrößerung. Denn erstens tritt sie früher auf und ist prozentisch stärker als die Frequenz-Abnahme, welche ja bloß die Folge der über Bedarf großen Amplituden-Zunahme ist, zweitens fehlt sie auch in den Fällen nicht, wo die Pulsverlangsamung ausbleibt.

Das von Fraenkel und anderen öfters als Folge der Digitaliswirkung beobachtete geringe Absinken des absoluten Blutdruckes ist vielleicht so zu erklären, daß im Zustand der Dekompensation der Blutdruck gesteigert gewesen war; welche Steigerung vielleicht mit der bekannten Druckerhöhung durch Asphyxie in Parallele zu setzen ist.²⁾

Auf Grund dieser Überlegungen werden ferner die Resultate

1) Leider vermag ich über etwaige Veränderungen der Größe k nichts Bestimmtes zu sagen. Doch sind die von Fraenkel beobachteten Ausschläge so groß, daß etwaige Veränderungen von k dagegen vermutlich nicht sehr in Betracht kommen. Das gleiche gilt für Fraenkels später zu besprechende Versuche am Gesunden. Immerhin wäre eine Ausfüllung dieser Lücke geboten.

2) Sahli, Referat über Herzmittel. 19. Kongreß für innere Medizin. 1901. — G. Schwartz, Behandlung akuter und chronischer Kreislaufstörungen. Arch. f. experim. Pathol. und Pharmakol. Bd. 54. 1905. S. 147. — F. Geisböck, Bedeutung der Blutdruckmessung für die Praxis. Deutsches Arch. f. klin. Medizin. 1905. Bd. 83. S. 391 und andere.

Aber auch beim Gesunden, wo Asphyxie füglich nicht in Frage kommt, sah Fraenkel bei seinen gleich zu erwähnenden Versuchen öfter ein geringes Absinken des minimalen Pulsdruckes, während der maximale konstant blieb.

verständlich, welche Fraenkel durch Strophantustinktur beim herzgesunden Menschen erzielte¹⁾. Auch hier wurde die Amplitude größer und gleichzeitig nahm die Frequenz ab, aber im Unterschied zu den Versuchen am Kranken so stark, daß das Produkt der beiden Werte gleich blieb, ja eher eine Spur kleiner wurde. (Man multipliziere die Zahlen von Fraenkels Tabelle 1 mit den Zahlen von Tabelle 2). Das Sekundenvolumen blieb also dank der ausgleichenden Tätigkeit der Frequenzregulierung ungeändert. Auch der Blutdruck blieb gerade wie bei den Versuchen am Kranken im wesentlichen konstant, oder sank sogar etwas.

Ganz anders aber gestaltete sich das Bild, sobald Fraenkel zusammen mit dem Strophantus noch Atropin verabreichte, welches bekanntlich den Nervus vagus und damit die Frequenzregulierungsvorrichtung außer Tätigkeit setzt. Dann nahm sowohl Amplitude wie Frequenz zu und das Produkt beider wuchs kolossal, bis auf das Doppelte, ja Dreifache des vorherigen Betrages.²⁾ Gleichzeitig

1) Alb. Fraenkel, Über Digitaliswirkung am gesunden Menschen. Münchn. mediz. Wochenschr. 1905. Nr. 32.

2) Aus Fraenkels letztem Versuch Nr. 40 seien folgende Zahlen hier aufgeführt:

Zeit	Pulsdruck am link. Oberarm in cm Wasser				Frequenz n	Produkt A . n	
	Maxim.	Minim.	Mittel beider Werte	Amplitude.			
23/II 4 h 15	140	90	115	50	70	3500	Normal 8 Tabletten Tinctura Strophanti
23—24 II							
24/II 12 h 30	135	75	105	60	55	3300	
5 h	135	80	108	55	55	3025	1 mg Atropin subcutan
5 h 29							
6 h 5	165	90	128	75	110	8250	

Auch Atropin allein erhöht das Amplituden-Frequenz-Produkt aber lange nicht so stark und deswegen wohl auch ohne Einfluß auf den Blutdruck. Aus demselben Versuch stammen folgende Zahlen:

23/II 5 h 26	140	95	118	45	115	5175	Nach Atropin (1 mg) allein
--------------	-----	----	-----	----	-----	------	-------------------------------

Das Pulsdruckmaximum ist allerdings nicht oszillatorisch, sondern nur palporisch (vgl. die vorhergehende Abhandlung) gemessen, doch dürfte das für unser Zahlenverhältnis nur wenig ausmachen.

stieg der Blutdruck an, offenbar deshalb, weil das Herz jetzt in der Zeiteinheit sehr viel mehr Blut förderte, während die Gefäßweite, wenn sie auch nicht dieselbe geblieben war, doch jedenfalls nicht in gleichem Maße zugenommen hatte wie das Sekundenvolumen — also ein Fall rein kardial bedingter Blutdruckerhöhung (siehe unsere Gleichung 8).

Noch eine andere Wirkungsweise der Digitaliskörper sehen wir im Tierversuch. Gerade wie bei den eben besprochenen Versuchen am Menschen kommt es hier zur Vertiefung der Amplitude bei gleichzeitiger Verminderung der Frequenz und bei bald etwas erhöhtem, bald etwas vermindertem, im ganzen ungefähr gleichbleibendem Amplituden-Frequenz-Produkt.¹⁾ Außerdem aber beobachten wir, abweichend von den Erfahrungen am Menschen, ein Ansteigen des Blutdrucks²⁾, ohne daß Atropin gegeben wird.

1) Siehe Fraenkels oben zitierte Versuche an Katzen. Aus seinen mir gütigst zur Verfügung gestellten Versuchsprotokollen möchte ich folgende zwei Versuche etwas ausführlicher mitteilen, als es der Autor selber in seiner Arbeit (Archiv für exper. Pathol. und Pharmakol. Bd. 40. Seite 40) getan hat:

Ver- such	Zeit	Druck in der Carotis in mm Hg				Fre- quenz n	Pro- dukt A . n	$\left(\frac{dp}{dt}\right)''$	
		Maxi- mum	Mini- mum	Mittel- beider Werte	Ampli- tude A				
Nr. 8	5 h 15	130	91	111	39	150	5850		0,003 Erythro- phlän subcutan
	35								
	45	160	110	135	50	140	7000		
	6 h	154	102	128	52	120	6240		
Nr. 6/6	12 h 17	132	86	109	46	220	10120	0,70	0,0025 Erythro- phlän sube.
	32								
	46	174	114	144	59	150	8850	0,51	
	50	160	102	131	58	160	9280	0,53	

Der zweite Versuch wurde bereits oben Tabelle III, Seite 38, Katze Nr. 1 verwertet.

2) O. Schmiedeberg, Grundriß der Pharmakologie. 5. Aufl. 1906. S. 275. Ebendahin sei auch derjenige verwiesen, welcher die besprochenen Wirkungen

Wie ist diese Blutdrucksteigerung zu erklären? Wir überlegen folgendermaßen: Da das Amplituden-Frequenz-Produkt gleichgeblieben war, so kann das Sekundenvolumen nicht größer geworden sein, ebenso wenig wie in den entsprechenden Versuchen am Menschen. Im Gegenteil: Da infolge des gesteigerten Blutdrucks die relative Inhaltszunahme geringer geworden sein dürfte (Abschnitt 3 Satz 2), so muß, zumal in den Fällen, wo das Amplituden-Frequenz-Produkt deutlich abgenommen hatte, das Sekundenvolumen kleiner geworden sein. Wenn trotzdem der Blutdruck zunahm, so kann diese Drucksteigerung nicht kardial, sondern muß vaskular bedingt gewesen sein, d. h. die Digitalis hat eine Kontraktion der kleinsten Gefäße bewirkt. Daß die Stoffe der Digitalisgruppe konstringierend auf die Gefäße wirken können, wurde auch von anderer Seite schon wiederholt behauptet.¹⁾ Daß wir diese Wirkung und die zugehörige Blutdrucksteigerung beim Menschen nicht finden, dürfte einfach daher kommen, daß wir beim Menschen verhältnismäßig viel geringere Dosen anwenden als gewöhnlich beim Tierexperiment, und daß die Gefäßwirkung erst bei höheren Gaben auftritt als die Herzwirkung. Hierzu stimmt, daß es bei sehr vorsichtiger Dosierung auch im Tierversuch gelingt, Digitaliswirkung, kenntlich an der Pulsverlangsamung, zu erzielen ohne Änderung des Blutdruckes (mündliche Mitteilung von Prof. Gottlieb in Heidelberg.) Um als sichergestellt gelten zu können, müßten allerdings unsere aus dem Verhalten des Amplituden-Frequenz-Produktes gezogenen Schlüsse erst noch durch einwandfreie Messungen der Neigung der reinen Ausfließkurve bestätigt werden.

12. Schwankungen des Sekundenvolumens beim normalen Menschen.

Wie nicht anders zu erwarten, finden wir, daß bei einem und demselben Individuum das Amplituden-Frequenz-Produkt im Laufe eines Tages sich ändert mit den Änderungen des Sekundenvolumens. Wir finden Zunahme bei körperlicher Tätigkeit (vermehrte Durchblutung der Skelettmuskeln), bei der Verdauung (vermehrte Durchblutung der Verdauungsorgane), bei warmen Bädern (vermehrte

der Digitaliskörper am Menschen eingehender mit den Resultaten der Tierexperimente zu vergleichen wünscht.

1) Gottlieb und Magnus, Gefäßwirkung der Körper der Digitalisgruppe. Archiv f. experim. Pathol. und Pharmakologie. Bd. 47. 1902. S. 135, mit weiteren Literaturangaben.

Durchblutung der Haut), Abnahme bei kalten Bädern (verminderte Durchblutung der Haut). Man vergleiche die große Arbeit von Erlanger und Hooker ¹⁾ welche Autoren bereits regelmäßig das Amplituden-Frequenz-Produkt bilden und diskutieren.

In allen diesen Fällen ist aus der Vergrößerung des Amplituden-Frequenz-Produktes auf eine wahrscheinlich noch viel bedeutendere Erhöhung des Sekundenvolumens zu schließen, weil gleichzeitig infolge der starken Erweiterung großer Gefäßbezirke eine Verminderung der relativen Inhaltzunahme stattgefunden haben muß (Abschnitt 3, Satz 1).

Auch aus den von Masing ²⁾ schon 1902 in seiner schönen Studie über Muskularbeit und Blutdruck mitgeteilten Zahlen läßt sich für die körperliche Arbeit das gleiche Resultat berechnen, ebenso aus den Zahlen, welche Strasburger ³⁾ in seinen beiden Arbeiten besonders in seiner großen Untersuchung über den Einfluß der Bäder auf die Zirkulation mitgeteilt hat. Strasburger selbst berechnet nicht das Sekundenvolumen, sondern das Schlagvolumen und aus diesem gleich die Herzarbeit.

Strasburger berechnet den relativen Wert des Schlagvolumens gemäß unserer Gleichung 10bis), jedoch vernachlässigt er die Veränderungen von $\frac{dJ}{dp}$ ebenso wie übrigens auch Erlanger und Hooker. Die theoretischen Überlegungen, auf welche diese Autoren ihre Rechnungsweise begründen, die Voraussetzungen, von denen sie dabei ausgehen, sind von unseren obigen Ableitungen ganz und gar verschieden. Doch will ich darauf nicht eingehen.

Was Strasburgers „Blutdruckquotient“ anbetrifft, so erhalten wir, wenn wir unsere Gleichung 10) durch Gleichung 8) dividieren:

$$\frac{A \cdot n}{h''} = \frac{q^2}{\left(\frac{dJ}{dp}\right)''} \cdot \frac{1}{8\pi\eta l k}$$

1) J. Erlanger and D. R. Hooker, an experimental study of blood-pressure and of pulse-pressure in man. Johns Hopkins Hospital Reports. Vol. XII. 1904.

2) E. Masing, Blutdruck des jungen und des bejahrten Menschen bei Muskularbeit. Deutsches Archiv f. klin. Med. Bd. 74. 1902. S. 253.

3) J. Strasburger, Ein Verfahren zur Messung des diastolischen Blutdrucks und seine Bedeutung für die Klinik. Ztschr. f. klin. Mediz. Bd. 54. 1904. S. 373. Derselbe über Blutdruck, Gefäßtonus und Herzarbeit bei Wasserbädern usw. Deutsches Archiv f. klin. Med. Bd. 82. 1905. S. 459.

Wenn wir statt des Druckes h den Druck $p_{\max}$ einführen, so bekommen wir den Strasburgersehen „Blutdruckquotienten“ $\frac{A}{p_{\max}}$ in unsere Gleichung. Ob diese Vertauschung nicht einen unerlaubt großen Fehler bedingt, darüber wage ich mangels einschlägiger Beobachtungen kein Urteil. Angenommen aber, die Vertauschung sei wirklich zulässig, so würden die Veränderungen des „Blutdruckquotienten“ in der Tat ein Maß sein für die Veränderungen von q^2 ; aber doch, wie mir scheint, nur solange als $\frac{dJ}{dp}$ und vor allem als n konstant bleibt oder die Veränderung dieser Faktoren entsprechend in Rechnung gestellt, also vor allem statt der Amplitude das Amplituden-Frequenz-Produkt gesetzt wird.

Weitere Studien über die Kreislaufverhältnisse beim normalen Menschen unter Berücksichtigung auch noch anderer den Kreislauf beeinflussender Momente wie Lebensalter, Körperhaltung, Schweißbildung, Flüssigkeitszufuhr, Aufregung, Schmerz, Schlaf wären jedenfalls wertvoll. Dabei müßte jedoch die Messung der Amplitude mittels einwandfreier Methoden vorgenommen werden, was bei den eben zitierten Arbeiten leider nicht geschehen ist. Vergl. die vorhergehende Arbeit Seite 403 und 410. Ganz besonders wichtig und nötig aber wäre es, nicht nur das Amplituden-Frequenz-Produkt, sondern, wenn irgend möglich, auch die Neigung bei mittlerem Druck $\left(\frac{dp}{dt}\right)_{\text{m}}$ zu messen und die Kurve des reinen Ausfließens nachzuweisen. Erst dann würden wir wirklich auf sicherem Boden stehen.

13. Sekundenvolumen und Blutdruck beim kranken Menschen.

Von besonderem Interesse für den Arzt wäre das Verhalten der diastolischen Neigung und des Amplituden-Frequenz-Produktes bei Krankheiten. Auch hier werden wir, so vermute ich, in denjenigen Fällen, wo das Sekundenvolumen vermehrt ist, unsere Werte erhöht finden, so insbesondere bei allen den Krankheiten, welche die Blutqualität verschlechtern und daher die Blutmenge, welche zur Versorgung der Organe nötig ist, vermehren, so Chlorose, Nephritis, hochgradige Lungentuberkulose u. s. f.

Über den Einfluß, welchen Erkrankungen der Arterienwand möglicherweise auf unsere Werte haben können, wurde bereits oben gesprochen (Abschnitt 3 Satz 3).

Die Beurteilung der gemessenen Werte und der Rückschluß aus

denselben auf den Zustand des Kreislaufs ist einfach, solange es sich um Messungen bei normalem Blutdruck handelt. Schwierig dagegen wird die Sache, wenn der Blutdruck erhöht ist. Denn die Erhöhung des Blutdrucks bewirkt ja an sich eine Verminderung der relativen Inhaltszunahme und damit eine Vergrößerung unserer Werte (Vgl. Abschnitt 3, Satz 2). Ja wenn wir den Betrag dieser durch die Blutdrucksteigerung an sich bedingten Vergrößerung kännnten! Wenn die Überlegungen des dritten Abschnittes uns nicht nur die qualitativen sondern auch die quantitativen Veränderungen von $\frac{dJ}{dp}$ lehren könnten! Dann wären wir imstande zu sagen, ob ein bei erhöhtem Blutdruck gemessener Wert über diese „reguläre“ Vergrößerung hinausgeht und also einen Schluß auf eine Vermehrung des Sekundenvolumens gestattet. Einstweilen aber kennen wir den Betrag der regulären Vergrößerung nicht, und auch nur ein genaues Studium einer großen Zahl von Beobachtungen kann uns hier vielleicht weiterbringen. Denn die Schwierigkeit ist die, daß eben jene Zustände, welche den Blutdruck erhöhen, möglicherweise gleichzeitig Sekundenvolumen und Dehnbarkeit der Arterien affizieren, so z. B. Nephritis.

IV. Technisches.

14. Vereinfachte Verfahren zur Feststellung der Kurve des reinen Ausfließens der Neigung dieser Kurve $\frac{dp}{dt}$ und des Druckes im unteren Reservoir H.

Alle unsere Ableitungen und Gleichungen für die Pulsdruckkurve beziehen sich auf das Kurvenstück des reinen Ausfließens. Das erste also, was wir tun müssen, wenn wir diese Gleichungen anwenden wollen, ist dies, daß wir nachsehen, ob überhaupt ein solches Kurvenstück in unserem Pulsbild vorhanden ist und an welcher Stelle. Diese Feststellung scheint mir übrigens für jede rationelle Deutung des diastolischen Pulskurvenabschnittes die erste Vorbedingung.

Jedes Stück des diastolischen Schenkels, welches einen glatten nach unten und links konvexen Bogen bildet, wo also der Pulsdruck kontinuierlich und allmählich immer langsamer absinkt, können wir als reine Ausfließkurve ansprechen. Nun aber hat eine bestimmte

Art von Ausfließkurven für uns besondere Bedeutung, nämlich diejenige Art, bei welcher die Gleichung 5) gilt:

$$p = H + b_0 e^{-\frac{tq^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}}$$

Bei dieser Art nämlich und nur bei dieser haben wir die Gewißheit oder doch die höchste Wahrscheinlichkeit, daß alle die Voraussetzungen, welche wir bei unseren theoretischen Ableitungen gemacht haben, zutreffen. Es ist daher unsere Aufgabe festzustellen, ob diese Art von Ausfließkurve vorliegt.

Zu dieser Feststellung können wir uns des in Abschnitt 8 angewandten Verfahrens bedienen, d. h. wir messen verschiedene Punkte der Kurve mittels eines Koordinatensystems genau aus und berechnen die Verhältnisse der ersten zu den zweiten Differentialquotienten. Doch ist eine solche Ausmessung mühsam und zeitraubend. Wir können nun folgende weit einfachere mehr geometrische Methode anwenden. Wir beschneiden eine ebene Platte in der Weise, daß der Rand eine Kurve nach Gleichung 5) darstellt, legen dieselbe auf die zu untersuchende Pulscurve und sehen zu, ob sich Stücke übereinstimmenden Verlaufs finden.

Dabei ist folgendes zu berücksichtigen. Entsprechend den drei Konstanten der Gleichung 5), nämlich H , b_0 und $\frac{q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}$, gibt es

eine dreifache Unendlichkeit derartiger Kurven. Dem tragen wir in folgender Weise Rechnung. Wir richten unsere Normalkurvenplatte so ein, daß wir sie um eine der Ordinate parallele Achse drehen (aufklappen) und also in einen beliebigen Winkel zur Ebene der zu untersuchenden Kurve (Papierebene) stellen können. Wenn wir dann dafür sorgen, daß die Blickrichtung immer senkrecht zur Papierebene steht, so sehen wir unsere Normalkurve je nach dem Aufklappungswinkel mehr oder weniger stark verkürzt (seitlich zusammengeschoben).

So erhalten wir die den verschiedenen Werten von $\frac{q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}}$ entsprechenden Kurven. Den verschiedenen Werten von b_0 entsprechen offenbar nur verschiedene Anfangspunkte der gleichen Kurven, den verschiedenen Werten von H nur verschieden hohe Lagen derselben Kurven. Wir tragen also letzteren Möglichkeiten

Rechnung, indem wir unsere Normalkurve parallel zur Abszisse und parallel zur Ordinate verschieben, bis Pulscurve und Normalkurve ein übereinstimmendes Stück zeigen. Nebenher erhalten wir dabei den Wert H als die Differenz zwischen der Abszissenhöhe der Pulscurve und der Abszissenhöhe der Normalkurve.

Damit die Blickrichtung stets senkrecht zur Papierebene stand, hatte ich mir statt einer Normalkurvenplatte deren zwei, die eine senkrecht über der andern, angeordnet und sie durch Scharniere so verbunden, daß sie beim Aufklappen stets parallel und senkrecht übereinander blieben. Ich visierte dann vom Rand der oberen Platte über den entsprechenden Punkt des Randes der unteren Platte nach der Pulscurve hin. An der oberen Normalkurve war fortlaufend die jeweilige Größe der Neigung, d. i. der Wert $\frac{dp}{dt}$, angeschrieben und konnte ohne weiteres abgelesen werden. Bei aufgeklappter Normalkurve mußte der abgelesene Wert noch durch den Cosinus des Aufklappungswinkels dividiert werden, welcher Cosinus dank einer sehr einfachen Vorrichtung gleichfalls direkt abgelesen werden konnte. So gestaltete sich die Bestimmung der Neigung der reinen Ausfließkurve an einer beliebigen Stelle (etwa in der Höhe p_μ) außerordentlich einfach.

Die Normalkurve hatte ich mir in primitiver Weise aus Millimeterpapier geschnitten und auf Pappdeckel und Holzklötzchen geklebt, die Scharniere durch Falzen des Papiers hergestellt. Es wäre leicht, den Apparat dauerhafter und mit aller wünschenswerten Präzision aus Metall herzustellen.

Noch zweckmäßiger aber würde mir folgende Einrichtung erscheinen, über welche ich freilich nicht aus Erfahrung berichten kann. Man ritzt in eine Glasplatte eine ganze Schaar verschiedener Kurven vom Typus der Gleichung 5) ein. Dann verschiebt man die Glasplatte so lange in den zwei aufeinander senkrechten Richtungen der Abszisse und der Ordinate, bis irgend ein Stück irgend einer dieser Glaskurven mit dem fraglichen Stück Pulscurve sich deckt. Hierbei fällt das ermüdende und doch nicht sehr genaue Visieren ganz fort. Zweckmäßigerweise wird man auf der Platte eine Anzahl Linien ziehen, welche Stellen gleicher Neigung der verschiedenen Kurven miteinander verbinden.

Ich würde vorschlagen, die Kurvenschar nach folgender Gleichung zu konstruieren:

$$\text{Gleichung 11)} \quad p - n = 10 \cdot \frac{a - n}{a} e^{-b \frac{a}{a - n} (t - n \vartheta)}.$$

Hier bedeuten a , b und ϑ konstante positive Zahlen, beispielsweise

$a = 60$, $b = \frac{1}{40} \frac{1}{\log e}$, $\vartheta = \frac{2}{3}$ (Längen in mm). Ferner bedeutet n eine ganze Zahl, die alle Werte von $-\infty$ bis $+a$ durchläuft; jedem Wert entspricht eine Kurve. Gleichung 11) wurde aus Gleichung 5) abgeleitet, indem wir setzten:

$$\frac{q^2}{8\pi\eta l \frac{dJ}{dp}} = b \frac{a}{a-n}$$

$$h_0 = 10^{\frac{a-n}{a}} e^{b \frac{a}{a-n} n \vartheta}$$

$$H = n.$$

Indem wir die Gleichung 11) nach t differenzieren und die differenzierte Gleichung mit der ursprünglichen kombinieren, können wir n eliminieren. Wir erhalten eine Gleichung, welche nur noch die Variabeln p , t , $\frac{dp}{dt}$ enthält. Nehmen wir nun an, daß $\frac{dp}{dt}$ konstant ist, so haben wir die Gleichung einer die Stellen gleicher Neigung miteinander verbindenden Linie vor uns. Diese Gleichung ist linear, d. h. die Verbindungslinien sind gerade Linien. Dadurch dürfte sowohl die Herstellung wie die Benutzung unserer Kurvenscharplatte wesentlich erleichtert werden.

Bei Berechnung meiner aufklappbaren Normalkurve hatte ich in Gleichung 11) gesetzt:

$$n = 0, \quad b = \frac{1}{40} \frac{1}{\log e}$$

dann gilt:

$$p = 10^{1 - t \frac{1}{40}}$$

und man kann die Werte für p ohne weiteres einer gewöhnlichen Logarithmentafel entnehmen.

15. Die bei verschobenen kleinen Pulsbildern der Treppenkurve anzubringende Korrektur.

Da die kleinen Pulsbilder der Treppenkurve, wie in der vorangehenden Arbeit gezeigt wurde, Tonogramme darstellen, so können wir sie ebenso gut wie die gewöhnlichen Tonogramme des Tierversuchs zu unseren Messungen heranziehen. Wenn wir dabei eine Strecke wählen, wo die Kurve als Ganzes horizontal verläuft, also hintereinander folgende Pulstiefpunkte gleich hoch liegen, so ist in Betreff der Technik der Ausmessung dem Gesagten nichts hinzuzufügen.

Gelegentlich aber kann es wünschenswert erscheinen, auch solche Pulsbilder zu verwerten, welche bei steigender oder fallender Kurve, d. h. bei zu- oder abnehmendem Luftgehalt der Manschette geschrieben wurden. In diesem Fall ist zunächst zu beachten, daß wir nur gleichmäßig steigende oder fallende Strecken verwenden dürfen, d. h. Strecken, wo wenigstens drei Tiefpunkte in einer geraden Linie liegen. Vgl. die vorangehende Arbeit Abschnitt 19, Seite 456. Zweitens aber ist eine Korrektur anzubringen, durch welche die Verschiebung des Pulsbildes ausgeglichen wird.

Das geschieht, falls wir die Kurve mittels eines Koordinatensystems ausmessen, dadurch, daß wir zunächst wie immer die Netzwerkabszisse parallel zur Nulldrucklinie legen, dann aber die abgelesenen Ordinatenhöhen auf Höhen über der Verbindungslinie der Tiefpunkte reduzieren. Vgl. oben Seite 33, Tabelle II, Anmerkung 1).

Etwas komplizierter ist die Sache, wenn man sich der eben besprochenen vereinfachten Methoden bedient. Bei der Verwendung der aufklappbaren Normalkurvenplatte muß man statt senkrecht schief über die Platte nach der Pulskurve hin visieren und zwar so schief, daß die Verziehung der Pulskurve dadurch ausgeglichen wird, und die auf die Normalkurvenplatte projizierte Pulskurve unverschoben erscheint. Dazu muß man die Blickrichtung so wählen, daß die Abszisse der Normalkurve mit der Verbindungslinie der Tiefpunkte parallel laufend erscheint. Die Normalkurvenplatte muß dabei stets mehr oder weniger stark aufgeklappt sein. Will man wieder, was jedenfalls die genauesten Ablesungen gibt, über zwei parallele Plattenränder visieren, so muß man die eine Platte gegen die andere längs der Scharniergelenke verschiebbar machen. Man kann es so einrichten, daß die Verschiebung, wenn sie einmal für irgend einen Aufklappungswinkel festgestellt ist, sich bei Änderung des Winkels automatisch reguliert.

Will man sich der Methode der Glasplatte mit eingeritzter Kurvenschar bedienen, so muß man entweder besondere Platten mit verschobenen Kurven sich anfertigen oder aber die Pulskurve vor der Messung korrigieren, am besten vielleicht durch Projektion oder Photographie der schief zur optischen Achse gehaltenen Pulskurve.

16. Ermittlung des mittleren Drucks p_μ .

Um p_μ zu bestimmen, können wir entweder arithmetisch so verfahren, daß wir möglichst viele, durch gleiche Zeiträume voneinander getrennte Werte p ausmessen, addieren und durch die Zahl der Werte dividieren, oder mehr geometrisch so, daß wir die von der Kurve und der Abszisse begrenzte Papierfläche ausschneiden, wägen und

die Höhe p_μ eines Rechteckes berechnen, welches bei gleicher Länge (gleicher Abszisse) dasselbe Gewicht hat. Eine in vielen Fällen wohl ausreichend genaue Schätzung von p_μ gestattet endlich folgende Methode: Wir spannen über die Kurve parallel zur Abszisse einen feinen Faden und verschieben denselben solange auf- und abwärts, bis die von dem Faden und der Kurve umschlossenen Flächenstücke auf der einen Seite des Fadens ebenso groß erscheinen wie auf der anderen. Der Abstand des Fadens von der Abszisse gibt uns dann den Wert von p_μ . Die beiden letzten Methoden setzen voraus, daß der Ausschlag des Tonographen bei gleicher Druckzunahme in jeder Höhenlage der gleiche ist.

Statt des Fadens können wir uns eines Gelatine-Pauspapiers bedienen, auf welchem durch Überfahren mit einer Nadel eine weiße Linie eingeritzt ist. Wir können dann gleich die Ausmessung von $\left(\frac{dp}{dt}\right)_\mu$ anschließen, indem wir bei noch liegendem und nötigenfalls mit Reißnägeln festgehaltenem Pauspapier die oben beschriebene aufklappbare Normalkurvenplatte oder die Kurvenscharglasplatte über der Pulskurve zurechtschieben.