KREISLAUF-BÜCHEREI · BAND 18

RHEOGRAPHIE

VON

F. KAINDL · K. POLZER · F. SCHUHFRIED

DR. DIETRICH STEINKOPFF · DARMSTADT

RHEOGRAPHIE

Eine Methode zur Beurteilung peripherer Gefäße

Von

Doz. Dr. FRITZ KAINDL
II. Medizinische Universitäts-Klinik Wien

Prof. Dr. KURT POLZER
Herzstation des Hanusch-Krankenhauses Wien

und

Dr. FELIX SCHUHFRIED
Wien

Mit einem Vorwort von

Prof. Dr. K. FELLINGER
Direktor der II. Medizinischen Universitätsklinik Wien

Mit 74 Abbildungen in 257 Einzeldarstellungen

DR. DIETRICH STEINKOPFF VERLAG
DARMSTADT 1959

Alle Rechte vorbehalten

Kein Teil dieses Buches darf in irgendeiner Form (durch Photokopie, Mikrofilm oder ein anderes Verfahren) ohne schriftliche Genehmigung des Verlages reproduziert werden

Copyright 1959 by Dr. Dietrich Steinkopff Verlag, Darmstadt

Printed in Germany

Druck: Universitätsdruckerei Mainz GmbH

Inhaltsverzeichnis

Vorwort von Prof. Dr. K. Fellinger-Wien VI

A. Einleitung 1

B. Physikalische Darstellung der Rheographie 5

1. Prinzip 5

2. Meßfrequenz 5

3. Meßbrücke 7

4. Eichung 7

5. Brückenabgleich 8

6. Verstärkung 8

7. Aufzeichnung 9

C. Physiologisch-physikalische Grundlagen 10

1. Kapazitiver Hautwiderstand und Ohmscher Körperwiderstand 10

2. Ohmscher Körperwiderstand und Schwankungen der Blutfüllung . . . 11

3. Linearität des Rheogramms 12

4. Quantitative Auswertung des Rheogramms 14

5. Elektroden und Elektrodènanlage 17

6. Rheogramm des Schädels 19

7. Rheogramm der Halsvenen 19

8. Differentialrheographie 19

9. Mehrfachrheographie 20

D. Das Rheogramm bei normalen Gefäßen und dessen Veränderung durch physiologisch variable Größen 21

E. Veränderung des Rheogramms bei Behinderung der Zirkulation proximal der Meßstrecke 29

F. Abnormes Rheogramm durch extravasal bedingte Ursachen 38

G. Veränderungen der rheographischen Kurve durch Füllungsschwankungen im Venensystem 41

H. Veränderungen des Rheogramms bei Durchblutungsstörungen 50

1. Beurteilung der Gefäße in Ruhelage 56

2. Rheographische Funktionsdiagnostik 68

I. Pharmaka 87

K. Wirkungen der Gefäßnerven auf das Rheogramm 93
1. Obere Extremität 93
2. Untere Extremität 93

L. Physikalische Einwirkungen auf das Rheogramm 95

M. Schädelrheographie 96

N. Anhang 100
1. Nikotin 100
2. Extrasystolen 102

Literaturverzeichnis 105

Namenverzeichnis 107

Sachverzeichnis 108

此为试读,需要完整PDF请访问: www.ertongbook.com

A. Einleitung

Die Rheographie (1) stellt sich die Aufgabe, an verschiedenen Abschnitten des Körpers durch Messung der Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit einen Einblick in die Durchblutungsverhältnisse zu geben.

1943 gibt KOEPPEN (2) ein Verfahren an, das auf Gleichstrommessung beruht und Widerstandsschwankungen im Patientenkreis zu registrieren gestattet. Er weist jedoch bereits darauf hin, daß Schwierigkeiten infolge des inkonstanten Hautwiderstandes durch die Verwendung von Wechselstrom zu überwinden sein dürften. Verwirklicht wurde die Wechselstrommessung in dem von HOLZER, POLZER und MARKO (1) angegebenen Verfahren der *Rheokardiographie*. Bei dieser Technik wird die Änderung des elektrischen Widerstandes im menschlichen Körper im Verlauf der Einzelphasen der Herzaktion als Kurve aufgezeichnet.

Unabhängig von diesen Arbeiten hat NYBOER (3) seine „electrical impendance plethysmography" entwickelt, die ebenfalls auf einer Wechselstrommessung beruht. Im Gegensatz zur Rheokardiographie, die mit einer Frequenz von etwa 10000–30000 Schwingungen pro Sekunde arbeitet, verwendet NYBOER wesentlich höhere Frequenzen, die im Bereich der längeren Rundfunkwellen liegen.

Historisch gesehen liegen eine Reihe von Untersuchungen vor, die auf anderen elektrischen Wegen Aussagen über die Hämodynamik geben. Es soll daher versucht werden, in diesem Abschnitt einen kurzen Überblick darüber zu bringen.

1907 hat CREMER (4) in seinem Grundversuch ein isoliertes Froschherz zwischen die Platten eines Kondensators gebracht. Die Veränderungen der Kapazität dieses Kondensators, die im Rhythmus des Herzschlages auftraten, wurden mittels Saitengalvanometer registriert. Auf der Änderung der Kapazität eines Schwingkreises in Abhängigkeit von Füllung, Lage und Form des Herzens beruht die *Dielektrographie* von ATZLER und LEHMANN (5). Ähnliche Wege gingen DULBECCO und PALOMBA (6), die außerdem versuchten, damit eine Herzvolumsbestimmung durchzuführen. SCHMITZ und SCHAEfer (7), die die Methode von ATZLER und LEHMANN überprüften, stellten fest, daß diese Kurven im wesentlichen als integriertes Kardiogramm einer größeren Brustwandfläche aufzufassen sind. ROSÁ (8) bringt beim Verfahren der *Radiokardiographie* den Patienten in das Feld eines Kondensators, der gemeinsam mit einer Selbstinduktion einen gegenüber einer gegebenen Meßfrequenz etwas verstimmten Schwingkreis bildet; dabei werden die durch

die Herztätigkeit verursachten Spannungsschwankungen registriert. WHITEHORN und PEARL (9) publizierten 1949 ein Verfahren, bei dem der Thorax des Patienten dem Schwingungskreis eines Röhrensenders parallel geschaltet wird; im Rhythmus der Herztätigkeit entstehen Frequenzschwankungen der vom Röhrensender erzeugten Wechselspannung, die mit Hilfe eines Limiters und Frequenzdetektors aufgezeichnet werden. Messungen mit höheren Frequenzen führten DONZELOT und MILOVANOVICH (10) durch.

Um die Methode weiter auszubauen und die Untersuchung kleiner, insbesondere peripher liegender Meßbereiche zu ermöglichen, haben wir an Stelle der ursprünglich verwendeten Spannungsteilerschaltung eine WHEATSTONEsche Meßbrücke mit variablem Ohmschen Widerstand und einstellbarer Kapazität (11) sowie einer Resonanzverstärkeranlage (12) entwickelt. Auf diese Weise ist es möglich, sehr geringe Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit bei verschiedenster Elektrodenlage zu erfassen. Wir haben für die bei rein peripherer Anlage der Elektroden gewonnenen Kurven den Namen *Rheogramm* (13) vorgeschlagen, die Methode selbst als *Rheographie* bezeichnet.

Um die Leistung der Rheographie abschätzen und ihre Grenzen angeben zu können, sollen die üblichen Verfahren der Pulsschreibung und Plethysmographie kurz behandelt und mit den Möglichkeiten der Rheographie verglichen werden.

Als altbekannte Methode sei zunächst die *Plethysmographie* nach MOSSO (14) genannt. Eine Gliedmaße wird in einen Zylinder eingebracht. Der Raum zwischen der Gliedmaße und dem Zylinder muß sorgfältig mit Flüssigkeit ausgefüllt und abgedichtet werden. Volumsänderungen, die im Rhythmus der Pulswelle auftreten, werden mit Hilfe einer Registriereinrichtung (z. B. einer MAREYschen Kapsel) aufgezeichnet. Zwangsläufig ist diese Methode mit gewissen Schwierigkeiten verbunden. Das proximale Abdichten des Meßzylinders muß so geschehen, daß wohl keine Flüssigkeit austreten kann, aber doch eine Störung der Blutzirkulation, besonders im venösen Schenkel, durch den Dichtungsring vermieden wird. Außerdem kann grundsätzlich eine Gliedmaße nur in ihrer Gesamtheit distal vom Dichtungsring erfaßt werden. Abschnittweises Messen ist mit dieser Methode sehr umständlich. Eine weitere Schwierigkeit liegt darin, daß unbemerkte Bewegungen und Tonusänderungen der eingeschlossenen Muskulatur die Meßwerte beeinträchtigen können.

Der quantitativen Durchblutungskontrolle dient die *Venenstauplethysmographie* (15). Bei dieser Methode wird der venöse Blutstrom durch Anlegen eines Staudruckes unterbrochen und die im Plethysmogramm auftretende Treppenkurve ausgewertet.

Die *Oszillometrie* [RECKLINGHAUSEN (16) und PLESCH (17)] beruht auf der Messung der Pulsamplitude bei verschieden eingestelltem Druck einer Manschette, die um die untersuchte Gliedmaße gelegt ist. Die Pulsationen können

je nach Ausführung der Apparatur auf einer Skala abgelesen oder auch registriert werden (18). Bei der Formanalyse der registrierten Kurven muß berücksichtigt werden, daß jeder äußere Druck eine Verformung der Pulskurve im allgemeinen mit sich bringen muß. Meist begnügt man sich mit der Feststellung des oszillometrischen Index (19), also mit der Ablesung der größten Ausschlagsamplitude. Hierbei ist zu berücksichtigen, daß diese Ausschläge von der Form der Pulskurve abhängig sein können. Ein steiler Anstieg verursacht bei gleicher Pulsamplitude einen höheren Ausschlag als ein flacher. Der Bedeutung der Oszillometrie als Verfahren zur Übersichtsdiagnostik soll aber damit kein Abbruch getan werden.

Die geschilderten Schwierigkeiten vermeidet die *lichtelektrische Plethysmographie*. Mit der von MATTHES (20) entwickelten Methode wird die Lichtdurchlässigkeit einer Hautfalte, der Ohrmuschel, einer Fingerspitze oder einer Zehe registriert. Zwei verschieden empfindliche Photozellen gestatten getrennte Erfassung von Blutfarbe und Blutmenge. Ein Nachteil der lichtelektrischen Plethysmographie liegt darin, daß eine Eichung nicht möglich ist. Meist wird die lichtelektrische Plethysmographie an Fingern und Zehen sowie am Ohr in der Weise vorgenommen, daß sich die Lichtquelle an der einen Seite des durchleuchteten Körperteiles befindet. Die Photozelle, mit deren Hilfe die Registrierung erfolgt, wird an der gegenüberliegenden Seite befestigt. Die Methode erschöpft sich mit zunehmender Dicke des Untersuchungsobjektes.

Neuerdings hat VÖLKER (21) an Stelle der Photozelle einen Elektronenvervielfacher verwendet und so sehr hohe Empfindlichkeit erzielt.

An größeren Körperflächen bedient man sich der HERTZMANschen (22) Anordnung. Hier befinden sich die Lichtquelle und Photozellen in *einem* Rohr, das an der Körperoberfläche so aufliegt, daß das Licht nur über den Umweg durch den Körper die durch Zwischenwände abgetrennten Photozellen erreicht. Auch diese Methode erfaßt nur Veränderungen der Zirkulation in den oberflächlichen Schichten. Eine exakte Abgrenzung des Meßbereiches nach der Tiefe hin ist nicht möglich.

Einfacher ist es, im reflektiertem Licht zu arbeiten. Die pulsierende Stelle wird mit Hilfe eines konzentrierten Lichtfleckes beleuchtet, der auf eine Photozelle reflektiert wird. Im Rhythmus der Pulsation erfolgt eine Modulation des Photostromes. In jüngster Zeit haben BRINKMAN und ZIJSTRA (23) sowie NIEVEEN und Mitarb. (24) über Verfahren berichtet, bei denen diffus reflektiertes Licht mittels Photozelle aufgefangen wird. Änderungen der Blutfüllung der Haut und der hautnahen Gefäße verursachen Schwankungen in der reflektierten Lichtmenge und damit Schwankungen des von der Photozelle abgegebenen Stromes. Ein Vorteil der Methode liegt in der Anwendbarkeit an jeder beliebigen Stelle der Körperoberfläche. Schwankungen des Sauerstoffgehaltes des Blutes sollen keinen oder nur einen geringen Einfluß auf die registrierten Pulskurven ausüben.

Des weiteren sind auf photoelektrischem Wege Pulsregistrierungen, z. B. in der Art möglich, daß pulsierende Halsregionen streifend beleuchtet werden. Der Schatten eines aufgeklebten Streifens deckt eine Photozelle teilweise ab und verursacht im Rhythmus der eintreffenden Pulswelle Schwankungen des Photostromes, die registriert werden können. Ursprünglich wurde dieses Verfahren von COLLATZ und WEBER (25) zur Venenpulsregistrierung angegeben. Grundsätzlich lassen sich aber auch sichtbare Arterienpulsationen mit dieser Methode erfassen [HEIDENWOLF und POLZER (26)].

Während früher mit MAREYschen Kapseln Pulskurven aufgezeichnet wurden, hat in neuerer Zeit das sogenannte *Infratonverfahren* nach BOUCKE-BRECHT (27) immer mehr an Interesse gewonnen. Bei dieser Technik handelt es sich um eine Art Kondensatormikrophon, also einen Kondensator mit druckabhängiger Kapazität von etwa 30000–100000 pF. Infolge dieser großen Kapazität können auch sehr tiefe Frequenzen erfaßt werden. Die Kurve selbst stellt die Druckschwankungen, die am Auflagepunkt des Abnehmers auftreten, dar. Daraus ergibt sich eine Abhängigkeit vom Auflagedruck; eine Eichung ist nur dann sinnvoll, wenn der Auflagedruck angegeben wird.

Zur Messung der Hautdurchblutung hat HENSEL (28) ein Strömungskalorimeter entwickelt, während zur Bestimmung der Muskeldurchblutung eine in die Muskulatur eingestochene Kalorimetersonde dient. Die Temperaturdifferenz zwischen der elektrisch aufgeheizten Spitze der Sonde und einer 10 mm entfernten Stelle ist ein Maß für die Wärmeleitfähigkeit; diese hängt von der Blutströmung ab, die so der Messung zugänglich wird.

B. Physikalische Darstellung der Rheographie

1. Prinzip

Die Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit im menschlichen Körper haben KOEPPEN (2) sowie HOLZER und POLZER (29) aufgezeichnet. Diese Versuche ergaben, daß die Verwendung von Gleichstrom infolge des Übergangswiderstandes der Haut Schwierigkeiten bereitet. 1945 veröffentlichten daher HOLZER, POLZER und MARKO (1) eine Anordnung, die auf Wechselstrommessung beruht. Als Meßanordnung diente eine der Differentialbrücke ähnliche Schaltung, die mit Wechselstrom einer Frequenz von 10000 Schwingungen in der Sekunde arbeitete. Die auf diesem Wege gewonnenen Kurven wurden als Rheokardiogramm, das Verfahren selbst als Rheokardiographie bezeichnet. In der weiteren Entwicklung erwies sich die Verwendung einer WHEATSTONEschen Brücke (30) als notwendig. Es gelang, die Empfindlichkeit der Apparatur zu steigern (12) und auch einen Weg zu finden, der die Anwendung kleiner Elektroden gestattet (11). Außerdem läßt sich bei dieser Anordnung der Ohmsche Widerstand im Patientenkreis direkt ablesen, was die quantitative Auswertung vereinfacht. Im folgenden soll diese im Gerät „*Rheograph*" angewendete Meßanordnung behandelt werden. Sie besteht aus einem Generator, einer Meßbrücke mit nachgeschalteter Verstärkeranlage und einer Demodulationseinrichtung mit Abstimmkontrolle der Meßbrücke (Abb. Ia).

2. Meßfrequenz

Aufgabe des Generators ist es, die Meßbrücke mit Wechselspannung zu speisen. Als Frequenz bevorzugen wir 20000–30000 Schwingungen in der Sekunde. Dies deshalb, weil der Übergangswiderstand der Haut auf kapazitivem Weg überbrückt werden soll. Außerdem verspürt der Patient bei der verwendeten Stromstärke von etwa 10 mA nicht mehr den Durchgang des elektrischen Stromes durch den Körper, wenn die Frequenz in dieser Höhe gewählt wird. Andererseits schien es uns zweckmäßig, keine allzu hohen Frequenzen zu wählen, da im Innern des menschlichen Körpers eine Fortleitung des elektrischen Stromes vorwiegend über den Ohmschen Widerstand der Blutbahnen und des Gewebes erwünscht ist und die kapazitive Stromleitung (wie sie z. B. bei der Kurzwellentherapie in den Vordergrund tritt) bei unserer Meßanordnung nur eine untergeordnete Rolle spielen soll.

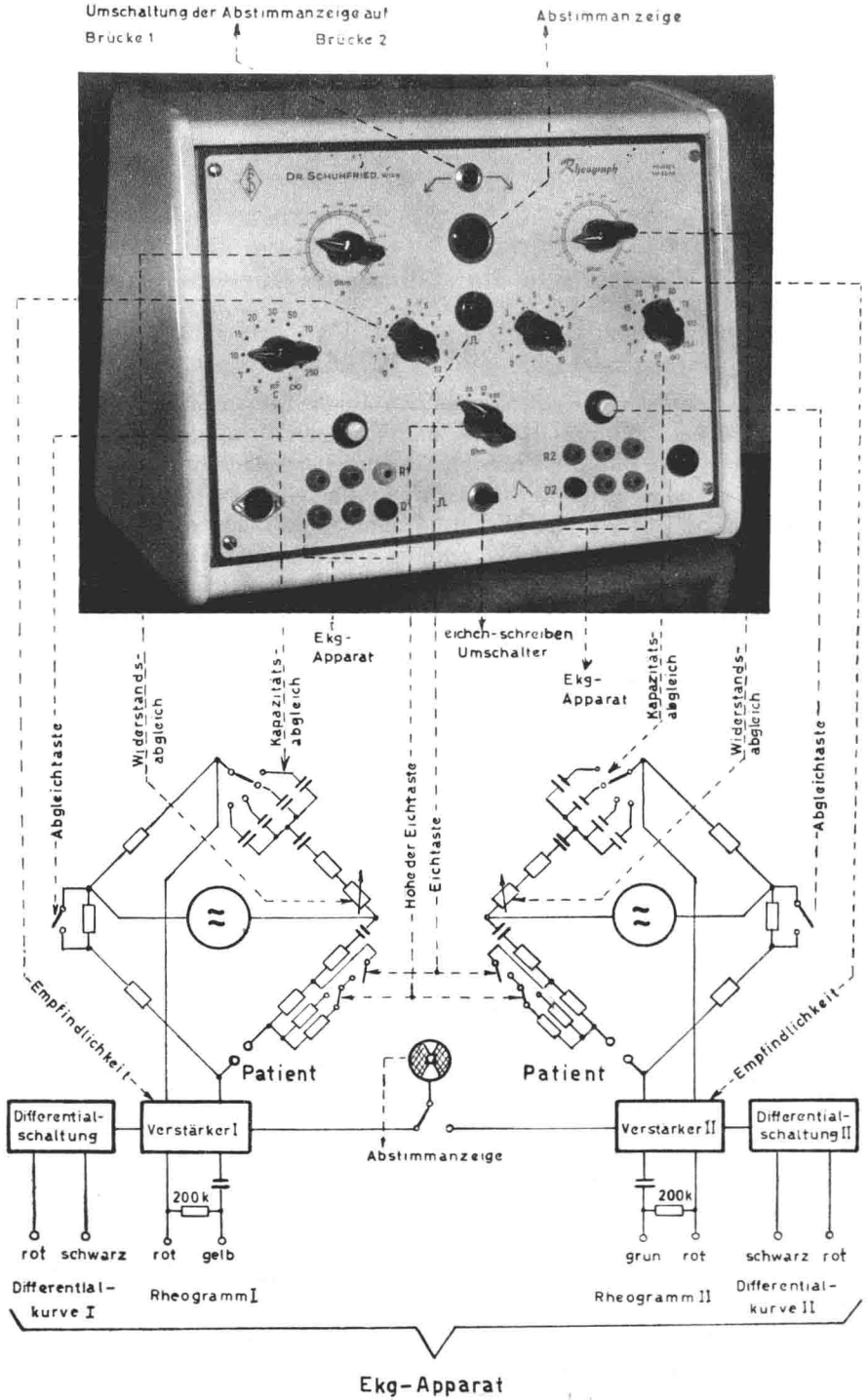

Abb. Ia. Gesamtansicht und Schaltschema des Doppelrheographen (Hersteller: Dr. Schuhfried, Wien IX).

此为试读,需要完整PDF请访问: www.ertongbook.com

3. Meßbrücke

Die Meßwechselspannung speist eine WHEATSTONEsche Brücke. Die Einzelheiten dieser Anordnung sind in Abb. 1 dargestellt. Jener Körperabschnitt des Patienten, der untersucht werden soll, wird mit Hilfe von 2 Elektroden in diese Meßbrücke eingeschaltet. Auf diese Weise bildet der Meßbereich des Patienten, der durch die Anlage der erwähnten beiden Elektroden bestimmt ist, einen der 4 Zweige der WHEATSTONEschen Brücke. Der Vergleichszweig wird durch eine variable Kapazität und einen variablen Ohmschen Widerstand gebildet. Die beiden restlichen Zweige, die später erwähnt werden, sind als Ohmsche Widerstände ausgebildet. Durch Abgleich des Vergleichszweiges können sowohl der Ohmsche *Widerstand* im Patienten, als auch die *Kapazität* bestimmt werden [POLZER und SCHUHFRIED (11)]. Der Patient kann bekanntlich [SCHAEFER (31)] in elektrischer Hinsicht als eine Reihenschaltung von Kapazität und Ohmschen Widerstand angesehen werden. Die Brücke ist dann abgeglichen, wenn der Vergleichszweig auf gleiche Kapazität und gleichen Ohmschen Widerstand wie der Patientenzweig eingestellt ist. Auf diesem Wege kann der Ohmsche Widerstand im Patienten selbst, also im Körperinneren (der nicht mit dem Übergangswiderstand verwechselt werden darf) bestimmt werden. Dieser Ohmsche Widerstand hat auch diagnostische Bedeutung. Bei guter Blutfüllung im Meßbereich sinkt er ab, bei verschlechteter Durchblutung steigt er an (siehe S. 14). Die variable Kapazität im Vergleichszweig hat vor allem die Aufgabe, z. B. bei Verwendung von kleinen Elektroden, einen Abgleich der Brücke und damit reproduzierbare Meßverhältnisse zu ermöglichen.

4. Eichung

In Reihe zum Patienten liegt (Abb. I) ein Ohmscher Widerstand, der durch Parallelschaltung weiterer Ohmscher Widerstände in seiner Größe vermindert werden kann. Diese Parallelschaltung erfolgt mittels Taste. Tastendruck verursacht eine Erhöhung der Leitfähigkeit und damit einen, in der Kurve nach oben gerichteten, Eichimpuls. Die im Zuge der Pulswelle im Meßbereich auftretenden Schwankungen der Leitfähigkeit werden mit dieser definierten, künstlich hervorgerufenen Leitfähigkeitszunahme verglichen. Als Höhe der Eichzacke empfiehlt sich meist eine Widerstandsabnahme von 0,1 Ohm. Bei höheren Rheogrammamplituden, verwendet man eine Eichung mit 0,5 Ohm. In selteneren Fällen (z. B. beim Rheogramm der Halsvenen) kann auch noch eine höhere Eichung von 1 Ohm wünschenswert erscheinen, während umgekehrt bei pathologisch erniedrigten Kurven mitunter 0,05 Ohm als Eichzackenhöhe verwendbar ist. Das von uns verwendete Gerät *Rheograph* bzw. *Doppel-Rheograph* (Abb. Ia) verfügt über eine variable Höhe der Eichzacke.

5. Brückenabgleich

Neben dem Patienten und dem Vergleichszweig enthält die Meßbrücke noch zwei weitere, als Ohmsche Widerstände ausgeführte Zweige (Abb. I). In einem dieser Zweige liegt die Abgleichtaste, die einen Ohmschen Widerstand überbrückt. Vor Aufzeichnung des Rheogramms erfolgt der Brückenabgleich. Hierbei werden mit dem variablen Widerstand und der einstellbaren Kapazität des Vergleichszweiges die elektrischen Eigenschaften im Patientenkreis nachgebildet. Widerstand und Kapazität im Vergleichszweig sind dann gleich den entsprechenden Größen, wenn an der Brückendiagonale keine oder doch möglichst wenig Spannung auftritt. Dies zeigt ein magisches Auge dadurch an, daß sein leuchtender Bereich möglichst klein wird. Die Abgleichtaste ist hierbei gedrückt. Nach Beendigung des Abgleiches wird mit Loslassen dieser Taste ein zusätzlicher Ohmscher Widerstand eingeschaltet, der eine kleine Verstimmung der Brücke hervorruft. Diese Verstimmung ist aus folgenden elektrischen Gründen notwendig: an zwei gegenüberliegenden Punkten der aus vier Zweigen bestehenden Brücke wird Spannung zugeführt. An den beiden anderen Diagonalpunkten wird die Spannung abgenommen. Die Größe dieser abgenommenen Spannung hängt von der Größe der Verstimmung der Brücke ab. Leitfähigkeitsänderungen im Patientenkreis, also zwischen den beiden am Patienten angelegten Elektroden, verursachen damit Änderungen in der Verstimmung der WHEATSTONEschen Brücke und damit eine Spannungsschwankung am Ausgang. Um jedoch Spannungsschwankungen zu erzielen, die proportional den Leitfähigkeitsschwankungen verlaufen, muß an den Abnahmepunkten der Brücke eine gewisse Trägerspannung vorliegen, die durch Leitfähigkeitsschwankungen moduliert werden kann. Bei Aufzeichnung der Leitfähigkeitsschwankungen ist daher eine kleine Verstimmung der Brücke erforderlich, die diese Trägerspannung sicherstellt.

Zur Kontrolle der Brückenabstimmung ist eine Anzeigevorrichtung am besten in Form eines magischen Auges zu empfehlen. Dieses magische Auge wird so angeschlossen, daß es bei Brückenabgleich, also wenn von der Brücke nahezu keine Spannung abgegeben wird, den kleinsten Ausschlag zeigt. Der nichtleuchtende Teil des magischen Auges ist dann am größten. Wird nach durchgeführter Abstimmung die Abgleichtaste losgelassen, erhöht sich die von der Brücke abgegebene Meßspannung und der leuchtende Bereich des magischen Auges wird entsprechend größer.

6. Verstärkung

Die im Rhythmus der Pulswelle auftretenden Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit sind im allgemeinen ziemlich gering, etwa in der Größenordnung von $1\,^0/_{00}$. Bei Gefäßstörungen, sowie auch bei Abnahme des Querrheogramms können diese sogar bis auf etwa ein Zehntel Promille und dar-

unter absinken. Es ist daher erforderlich, die an der Brücke gewonnene Ausgangsspannung noch zusätzlich zu verstärken. Wir verwenden hierzu einen auf Resonanz abgestimmten Verstärker, der insbesondere auch die Eigenschaft hat, die störende Netzfrequenz von 50 Hertz so gut wie gar nicht zu übertragen. Damit wird das Rheogramm frei von Störungen durch den Netzstrom. Die verstärkte Meßwechselspannung, die im Rhythmus der Leitfähigkeitsschwankungen im Meßbereich pulsiert, wird einem Gleichrichter zugeführt und demoduliert. Es entsteht eine pulsierende Gleichspannung, deren Pulsation wiederum den Leitfähigkeitsschwankungen im Meßbereich proportional ist.

7. Aufzeichnung

Zur Aufzeichnung dieser pulsierenden Spannung dient ein Ekg-Apparat in der üblichen Ausführung. Zur Ankoppelung des Rheographen an das Ekg-Gerät wird eine Kapazitätskoppelung verwendet, die die Aufgabe hat, nur die Pulsationen, nicht aber die bei der Gleichrichtung mitentstehende Gleichspannung an den Ekg-Verstärker zu übertragen. Die Zeitkonstante dieses Koppelgliedes wird im Interesse einer verzerrungsfreien Kurvenform mindestens mit 2 sec. anzusetzen sein. Für gewisse Zwecke empfiehlt sich auch eine kleinere Zeitkonstante, so dann, wenn man Schwankungen, wie sie z. B. durch Atmung des Patienten auftreten, vermeiden will. Auch zur Differenzierung der Kurve, also zur Bildung des ersten Differentialquotienten auf elektrischem Weg, kann ein entsprechend dimensioniertes R-C Glied verwendet werden.

C. Physiologisch-physikalische Grundlagen

1. Kapazitiver Hautwiderstand und Ohmscher Körperwiderstand

Nach der physikalischen Darstellung der Meßeinrichtung zur Rheographie soll der Zusammenhang zwischen dem physiologischen Vorgang der Blutfüllungsschwankungen im Körper und der physikalischen Registrierung behandelt werden. Zunächst sei angenommen, daß zwei ringförmige Elektroden am proximalen und distalen Ende einer Gliedmaße angelegt sind. Der elektrische Widerstand des menschlichen Körpers kann nach SCHAEFER (31) als eine Serienschaltung des Hautübergangswiderstandes und des Widerstandes des Körperinneren angesehen werden. Dabei ist die Hautkapa-

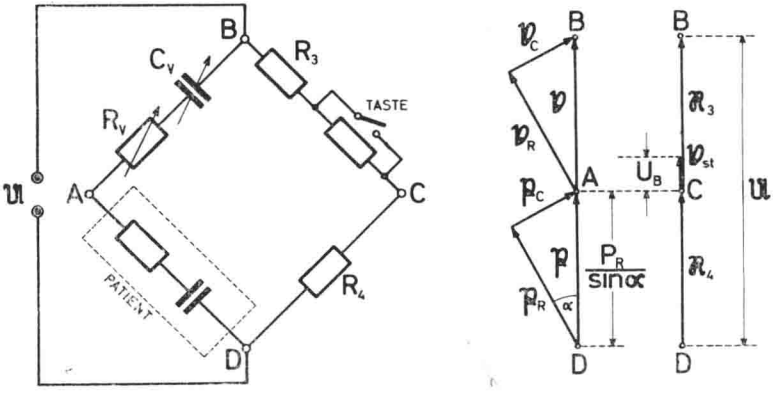

Abb. 1b. Vektorielle Darstellung der Brückenspannungen

zität mit etwa 20000 pF pro Quadratzentimeter anzusetzen. Der dazu parallel-liegende Ohmsche Hautwiderstand kann — wie im vorigen Abschnitt ausgeführt — bei der verwendeten Meßfrequenz von etwa 20000–30000 Schwingungen in der Sekunde vernachlässigt werden. In Serie zu dieser Hautkapazität liegt der Ohmsche Widerstand des Körperinneren. Bei unserer Meßanordnung wird diese Serienschaltung von Kapazität und Ohmschen Widerstand durch eine analoge Serienschaltung im Vergleichszweig der WHEATSTONEschen Brücke abgeglichen (Abb. 1a u. 1b, R-Abgleich und C-Abgleich). Die Theorie der WHEATSTONEschen Brücke lehrt, daß bei einer derartigen Anordnung Ohmscher Widerstand und Kapazität voneinander unabhängig gemessen werden. Die Ursache hierfür liegt darin, daß jene elektri-

sche Spannung, die am Ohmschen Widerstand auftritt, um 90° gegenüber der Spannung an der Kapazität phasenverschoben ist. Das Diagramm der Spannungsvektoren zeigt Abb. 1 b.

2. Ohmscher Körperwiderstand und Schwankungen der Blutfüllung

Die Schwankungen der Blutfüllung in einem durch zwei Elektroden bestimmten Meßbereich werden durch der Messung Schwankungen der elektrischen Leitfähigkeit im Körperinneren durchgeführt. Wie vorhin gezeigt, liefert die WHEATSTONEsche Brücke Spannungsschwankungen, die proportional den Leitfähigkeitsschwankungen der Ohmschen Komponente, also des Ohmschen Widerstandes im Körperinneren verlaufen. Nun soll gezeigt werden, daß die Leitfähigkeitsänderung im Körperinneren den Schwankungen der Blutfüllung proportional verläuft (32). Hierzu betrachten wir den Bereich zwischen zwei ringförmigen Elektroden am proximalen und distalen Ende einer Gliedmaße. Die Leitfähigkeit zwischen diesen Elektroden sei mit L bezeichnet. Sie setzt sich zusammen aus der Leitfähigkeit L_g des Gewebes und der parallelliegenden Leitfähigkeit L_b der Blutgefäße. Diese parallel liegenden Leitwerte addieren sich:

$$L = L_g + L_b \qquad [1]$$

Im Zuge der Pulswelle erfährt die Leitfähigkeit der großen Arterien L_b eine Erhöhung, während die Leitfähigkeit des sonstigen Gewebes L_g konstant angesehen werden kann. Die Änderung der Gesamtleitfähigkeit ist somit gegeben durch

$$\delta L = \delta L_b \qquad [2]$$

Da wir mit unserer Meßanordnung Änderungen der Leitfähigkeit erfassen, bedeutet dies, daß die Änderung der Brückenspannung proportional der Leitfähigkeitsänderung der Blutgefäße δL_b ist.

Eine einfache Umformung der Gl. [2] liefert weiterhin das Verhältnis der Leitfähigkeitsschwankung zur Volumsschwankung in den Blutgefäßen. Das Volumen der Blutgefäße sei für den Augenblick mit V_g gekennzeichnet. Die elektrische Leitfähigkeit L ist bekanntlich proportional dem Querschnitt q und indirekt proportional der Länge l des Leiters. Wir können daher für die Leitfähigkeit L ansetzen

$$L = \lambda \frac{q}{l} \qquad [3]$$

Hierbei bedeutet λ einen Proportionalitätsfaktor, der die spezifische Leitfähigkeit des Blutes darstellt. Andererseits können wir für den Querschnitt q auch $\frac{\text{Volumen } V}{\text{Länge } l}$ einsetzen. Wir erhalten dann aus der Gl. (3)

$$L = \frac{\lambda \cdot V}{l^2} \qquad [4]$$

Daraus ergibt sich für die Änderung der Leitfähigkeit

$$\delta L = \frac{\lambda \, \delta V}{l^2} \qquad [5]$$

Dies bedeutet, daß die Änderung der Leitfähigkeit proportional der Änderung des Volumens der Gefäße in dem durch die Elektrodenanlage bestimmten Meßbereich verläuft.

3. Linearität des Rheogramms

Bei der Untersuchung des Zusammenhanges zwischen den Schwankungen in der Blutfüllung und der Amplitude des Rheogramms auf seine Linearität ist zweierlei zu beweisen.

Einmal ist der Nachweis zu führen, daß die Schwankung in der elektrischen Leitfähigkeit proportional zur Schwankung der Blutfüllung im Meßbereich verläuft.

Zweitens ist zu beweisen, daß die Meßeinrichtung des Gerätes „Rheograph" Leitfähigkeitsschwankungen hinreichend linear in Spannungsschwankungen umsetzt.

Zum ersten Punkt gibt Gl. [5] des vorherigen Abschnittes Aufschluß. Diese besagt, daß die Änderung der Leitfähigkeit δL proportional der Volumsänderung δV verläuft. Gl. [3] setzt allerdings voraus, daß die Messung an einem langgestreckten Leiter vorgenommen wird. Bei andersgeformten Meßbereichen, z. B. am Thorax oder am Schädel gelten derartige Überlegungen nur näherungsweise.

Bei der quantitativen Erfassung der Pulsationen bei umschriebenen Gefäßstörungen ist auch zu bedenken, daß z. B. in einem Teil des Meßbereiches infolge der vorliegenden Durchblutungsstörung nur eine geringe oder fehlende Pulsation vorliegt, während im gesunden Teil des Meßbereiches verhältnismäßig starke Blutfüllungsschwankungen auftreten. Damit wird ein zwar verkleinertes Rheogramm registriert, ohne daß zunächst über schwerste, auf einen Teilabschnitt beschränkte Durchblutungsstörungen eine definierte Aussage gemacht werden kann. Zur genauen Untersuchung ist dann eine Zerlegung des Meßbereiches in Teilabschnitte notwendig. Ein besonderer Vorteil der rheographischen Methode besteht darin, daß dies durch bloßes Verschieben der Elektroden ohne Schwierigkeiten durchzuführen ist.

Die Linearität der elektrischen Registriereinrichtung, also der lineare Zusammenhang zwischen der Leitfähigkeitsschwankung und der Amplitude des Rheogramms ist dadurch sichergestellt, daß die im Zug der Pulswelle auftretende Widerstandsabnahme im Verhältnis zum Widerstand des Meßbereiches sehr klein ist.

Im einzelnen ist hierzu noch auszuführen:

Wird die Brücke (Abb. 1a) mit der Spannung U gespeist, so ergeben sich an den vier Zweigen der Brücke die in der Abb. 1b mit $\mathfrak{P}$, $\mathfrak{B}$, $\mathfrak{R}_3$, $\mathfrak{R}_4$ bezeichneten Spannungsvektoren.

此为试读,需要完整PDF请访问: www.ertongbook.com