



**Erfindungspatent für die Schweiz und Liechtenstein**  
Schweizerisch-liechtensteinischer Patentschutzvertrag vom 22. Dezember 1978

**PATENT** A5

**644 260**

21 Gesuchsnummer: 1296/80

73 Inhaber:  
Asulab AG, Biel/Bienne

22 Anmeldungsdatum: 18.02.1980

72 Erfinder:  
Dr. phil. nat. Rudolf A. Hatschek, Fribourg

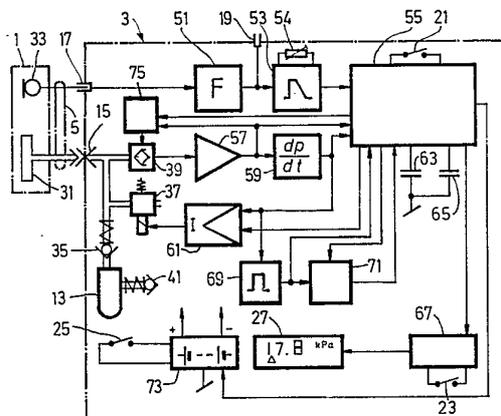
24 Patent erteilt: 31.07.1984

45 Patentschrift  
veröffentlicht: 31.07.1984

74 Vertreter:  
Patentanwaltsbüro Eder & Cie., Basel

**54 Blutdruckmesseinrichtung.**

57 Die Blutdruckmesseinrichtung weist eine Manschette (1) mit einer aufblasbaren Kammer (31) und ein Mikrofon (33) sowie ein durch eine Leitung (5) mit der Manschette verbundenes Gerät (3) auf. Das letztere enthält einen Drucksensor (39) und einen diesem nachgeschalteten Differentiator (59). Dieser ist mit einem Regler (61) verbunden, der beim Betrieb ein Ventil (37) derart regelt, dass der Druck in der Kammer (31) während der Messphase, in der der systolische und diastolische Druck gemessen wird, mit einer konstanten zeitlichen Rate abnimmt. Eine über weitere Elemente mit dem Mikrofon (33) und dem Differentiator (59) verbundener Korotkoff-Ton-Identifikator gewährleistet, dass nur solche vom Mikrofon (33) gelieferte Signale als Korotkoff-Töne identifiziert und zur Ermittlung des systolischen und diastolischen Druckes verwertet werden, die gleichzeitig mit einer durch einen Herzschlag verursachten Druckschwankung auftreten. Ein mit dem Differentiator (59) verbundener Pegelwächter ist mit dem Regler (61) verbunden, um das Ventil (37) zu schliessen, wenn die Druckzunahme pro Zeiteinheit einen Grenzwert überschreitet, und das Ventil beim Unterschreiten des Grenzwertes wieder zu öffnen.



## PATENTANSPRÜCHE

1. Blutdruckmessenrichtung mit einer deformierbaren Kammer (31) und einem Mikrofon (33), die zum Befestigen an einer zu untersuchenden Person bestimmt sind, einer zum Aufpumpen der Kammer (31) dienenden Pumpe (13) und einem Ventil (37), wobei die Pumpe (13) und das Ventil (37) fluidmässig mit der Kammer (31) verbunden sind, dadurch gekennzeichnet, dass ein fluidmässig mit der Kammer (31) verbundener Drucksensor (39) zum Erzeugen eines vom Druck abhängigen, ein Mass für diesen gebenden elektrischen Signals und ein elektrisch mit dem Drucksensor (39) verbundener Differentiator (59) zur Bildung eines ein Mass für die Ableitung des Drucks nach der Zeit gebenden elektrischen Signals vorhanden sind.

2. Einrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Ausgang des Differentiators (59) mit einem Pegelwächter (89) verbunden ist, der seinerseits mit dem Ventil (37) verbunden und derart ausgebildet ist, dass er, wenn die Zunahme des Druckes pro Zeiteinheit einen Grenzwert überschreitet, das Ventil (37) schliesst und dieses beim Unterschreiten des genannten Grenzwertes wieder öffnet, so dass das Ventil beim Aufpumpen geschlossen und danach geöffnet wird.

3. Einrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Differentiator (59) über einen Regler (61) mit dem Ventil (37) verbunden ist, um dieses während eines Zeitintervalls derart zu regeln, dass der vom Drucksensor (39) ermittelte mittlere Druck pro Zeiteinheit um einen konstanten Wert abnimmt und dass der Pegelwächter (89) ebenfalls mit dem Regler (61) verbunden ist, um das Ventil (37) über diesen zu schliessen und zu öffnen, wobei beispielsweise die zeitliche Abnahme des mittleren Druckes im genannten Zeitintervall 300 bis 500 Pa/s beträgt und wobei beispielsweise die Regelzeitkonstante des gesamten Regelkreises mindestens 0,15 s beträgt.

4. Einrichtung nach Anspruch 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, dass Verzögerungsmittel (103, 107, 117) vorhanden sind, um das Öffnen des Ventils (37) beim Unterschreiten des genannten Grenzwertes noch um eine vorgegebene Zeitdauer zu verzögern.

5. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpe (13) einen zum Pumpen manuell zusammendrückbaren Balg aufweist.

6. Einrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass der Pegelwächter (89) mit Mitteln (81) verbunden ist, um die Weiterleitung der vom Mikrofon (33) kommenden Korotkoff-Ton-Signale zu sperren, wenn die Zunahme des Druckes pro Zeiteinheit den genannten Grenzwert überschreitet.

7. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass ein Identifikator (81) für die Identifikation der Korotkoff-Töne vorhanden ist, dass das Mikrofon (33) über einen Diskriminator (53) mit dem Identifikator (81) verbunden ist, dass der Ausgang des Differentiators (59) ebenfalls über einen Diskriminator (69) mit dem Identifikator (81) verbunden ist und dass die Diskriminatoren (53, 69) und der Identifikator (81) derart ausgebildet sind, dass der letztere beim Betrieb vom Mikrofon (33) gelieferte Signale nur dann als Korotkoff-Ton-Signale identifiziert, wenn mindestens das Kriterium erfüllt ist, dass diese Signale gleichzeitig mit den durch die Herzschläge verursachten Druckschwankungen auftreten.

8. Einrichtung nach den Ansprüchen 3 und 7, dadurch gekennzeichnet, dass der Identifikator (81) mit dem Regler (61) oder dem Ventil (37) verbunden ist und Mittel aufweist, um das Ventil (37) ganz zu öffnen, wenn nach dem Auftreten von Korotkoff-Ton-Signalen während eines Zeitintervalls,

dessen Länge einen untern Grenzwert überschreitet, keine Korotkoff-Ton-Signale mehr auftreten.

9. Einrichtung nach den Ansprüchen 3 und 7, dadurch gekennzeichnet, dass mit dem Regler (61) oder dem Ventil (37) verbundene Mittel (81) vorhanden sind, um das Ventil (37) wieder zu schliessen, wenn die Zeit zwischen dem Öffnen des Ventils (37) und Identifizieren des ersten Korotkoff-Ton-Signals unter einem Grenzwert liegt.

10. Einrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Ausgang des Differentiators (59) über einen Diskriminator (69) mit einem Herzfrequenzmesser (71) verbunden ist.

Die Erfindung betrifft eine Blutdruckmessenrichtung gemäss dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Eine aus der US-Patentschrift 2 827 040 bekannte Blutdruckmessenrichtung weist ein Mikrofon zum Erfassen der vom Blut beim Durchströmen einer Arterie erzeugten Korotkoff-Töne auf. Das Mikrofon ist über einen Verstärker, ein Bandpass-Filter und einen Impulsformer mit einer Koinzidenz-Schaltung verbunden. Eine an einem Arm der zu untersuchenden Person befestigbare, aufblasbare Manschette ist mit einem Luftreservoir verbunden, das eine Auslassdüse aufweist, die beim Messen einen an einem Thermistor vorbeiströmenden Luftstrahl erzeugt. Der zum Erfassen von Druckimpulsen dienende Thermistor ist über einen Verstärker und einen Impulsformer ebenfalls mit der Koinzidenzschaltung verbunden. Ferner ist ein Manometer zum Erfassen des systolischen und ein Manometer zum Erfassen des diastolischen Druckes vorhanden. Die beiden Manometer sind je über ein Ventil mit dem Luftreservoir verbunden. Das Luftreservoir ist ferner noch über ein Ventil mit einem Kompressor und zudem über ein Entlüftungsventil mit der Umgebungsluft verbunden. Des weitern ist noch eine Steuereinrichtung zum Betätigen der verschiedenen Ventile vorhanden.

Beim Durchführen einer Blutdruckmessung wird der Druck im Luftreservoir sukzessive erhöht. Dabei werden in gewissen Druckbereichen sowohl durch die Korotkoff-Töne als auch durch die Druckschwankungen Impulse erzeugt und der Koinzidenzschaltung zugeführt. Bei der zuerst, d. h. beim niedrigsten Druck entstehenden Impuls-Koinzidenz wird das Manometer zur Messung des diastolischen Druckes vorübergehend mit dem Luftreservoir verbunden, so dass es den diastolischen Druck misst und anzeigt. Danach wird der Druck weiter erhöht. Bei der beim höchsten Druck auftretenden Impuls-Koinzidenz wird das zur Messung des systolischen Druckes dienende Manometer vorübergehend mit dem Luftreservoir verbunden und dadurch der systolische Druck gemessen.

Diese vorbekannte Einrichtung hat den Nachteil, dass ihr mit der Manschette verbundenes Gerät ein Luftreservoir und vier Ventile haben muss, dementsprechend gross und unhandlich wird und schwerlich als Handgerät konzipiert werden kann, das vom Arzt oder einer andern Person in einer Hand gehalten werden kann. Ein weiterer Nachteil besteht darin, dass die Erfassung der durch den Puls bedingten Druckschwankungen mittels eines durch einen Luftstrom gekühlten Thermistors heikel und ungenau ist.

Ferner weicht der zeitliche Messablauf bei diesem automatischen Gerät stark vom Messablauf ab, gemäss dem die Ärzte den Blutdruck üblicherweise mit ihren Handgeräten ermitteln. Bei diesen wird nämlich die Manschette zuerst

rasch auf einen oberhalb des systolischen Druckes liegenden Druck aufgepumpt. Danach wird die Manschette langsam entlüftet, wobei mit dem Stethoskop das Einsetzen und das Abbrechen der Korotkoff-Töne festgestellt wird. Die Dauer, während der die Manschette unter Druck steht, und der zeitliche Verlauf des Druckes können nun aber die Messergebnisse beeinflussen. Ein automatisches Gerät, bei dem der zeitliche Druckverlauf wesentlich anders ist als bei den «traditionellen» von den Ärzten durchgeführten Messverfahren, kann daher Messfehler verursachen oder mindestens den Vergleich der mit dem automatischen Gerät gewonnenen Messresultate mit Messresultaten erschweren, die durch die «traditionellen» Verfahren ermittelt wurden.

Eine andere aus der US-Patentschrift 3 450 131 bekannte Blutdruckmessenrichtung weist ein Mikrofon auf, das über einen geregelten Verstärker und Bandpass-Filter mit einer Logik-Schaltung verbunden ist. Ferner sind eine aufblasbare Manschette und ein Drucksensor vorhanden, der über einen ein- und ausschaltbaren Analog/Digital-Wandler und eine Tor-Schaltung mit einem Druckregistriergerät verbunden ist.

Beim Durchführen einer Blutdruckmessung wird die Manschette auf einen über dem systolischen Druck liegenden Druck aufgeblasen und dann langsam entlüftet. Dabei werden in einem gewissen Druckbereich Korotkoff-Töne erzeugt und durch das Mikrofon in elektrische Signale umgewandelt. Die an die Ausgänge der Filter angeschlossene Logik-Schaltung ist nun derart ausgebildet, dass sie Signale, die eine 1000-Hz-Komponente aufweisen, als Störgeräusche identifiziert, während sie Signale, die eine 40- und eine 100-Hz-Komponente, aber keine 1000-Hz-Komponente aufweisen, als Korotkoff-Töne identifiziert. Bei jedem als Korotkoff-Ton identifizierten Signal werden der Analog/Digital-Wandler und die Tor-Schaltung durch die Logik-Schaltung derart gesteuert, dass der momentane vom Drucksensor gemessene Druck im Druckregistriergerät registriert wird. Der erste registrierte Druckwert entspricht dann dem systolischen und der letzte registrierte Druckwert dem diastolischen Druck. Dabei ist im übrigen noch die Möglichkeit erwähnt, eine zusätzliche Schaltung vorzusehen, die so beschaffen ist, dass nur gerade der systolische und der diastolische Druck registriert werden.

Bei der aus der US-Patentschrift 3 450 131 bekannten Blutdruckmessenrichtung werden also die Korotkoff-Töne ausschliesslich aufgrund ihrer Frequenzen identifiziert und von Störgeräuschen unterschieden. Da die Korotkoff-Töne im Bereich des diastolischen Druckes sehr leise sind, ist eine solche Identifikation der Korotkoff-Töne sehr fehlerträchtig.

Die Manschette der in der US-Patentschrift 3 450 131 geoffenbarten Einrichtung wird über eine nicht näher beschriebene Steuereinheit aufgeblasen und entlüftet. Da zwischen dieser Steuereinheit und dem Drucksensor keine elektrische Verbindung besteht, arbeitet sie offensichtlich unabhängig von der Druckmessung. Es ist daher anzunehmen, dass die Luft bei der Entlüftungsphase unabhängig vom momentanen Druck durch einen Auslass mit einem Ventil und eventuell einer Drossel abströmt, das bzw. die während der ganzen Entlüftungsphase einen konstanten Durchlassquerschnitt hat. Dies hat jedoch zur Folge, dass die Ausströmgeschwindigkeit am Anfang der Entlüftungsphase, wenn der Druck noch gross ist, grösser ist als gegen das Ende der Entlüftungsphase hin. Demzufolge ist die Druckabnahme pro Zeiteinheit bei der Messung des systolischen Druckes grösser als bei der Messung des diastolischen Druckes. Dies wiederum hat zur Folge, dass der systolische Druck weniger genau gemessen werden kann als der diastolische Druck. Wenn man nun beispielsweise die zeitliche Druckabnahme so klein

festlegt, dass sich auch bei der Messung des systolischen Druckes eine gewisse Mindestgenauigkeit ergibt, beansprucht die Messung der beiden Drucke eine relativ lange Zeitdauer. Dies ist umso mehr deshalb der Fall, weil die Abströmgeschwindigkeit auch nach dem Unterschreiten des diastolischen Druckes immer noch kleiner wird, so dass die völlige Entleerung der Manschette sehr lange dauert. Ein weiterer Nachteil der aus der US-Patentschrift 2 450 131 bekannten Einrichtung besteht auch noch darin, dass eine beträchtliche Gefahr besteht, dass die Manschette zu wenig stark aufgeblasen wird, so dass der beim Eintreffen des ersten Korotkoff-Tones gemessene Druck, der dann als systolischer Druck aufgefasst wird, unterhalb des tatsächlichen systolischen Drucks liegt.

Der Vollständigkeit halber sei auch noch auf die US-Patentschriften 3 903 872, 4 078 551, 4 137 907, 4 140 110 und 4 144 879 hingewiesen. In diesen werden Blutdruckmessenrichtungen geoffenbart, bei denen mit einem Drucksensor vom Druck abhängige elektrische Signale gebildet und aus diesen durch Differenzieren neue Signale gebildet werden. Aus den verschiedenen Signalen werden dann die Blutdruckwerte ermittelt. Bei diesen vorbekannten Einrichtungen sind jedoch keine Mikrofone vorhanden, so dass es auch nicht möglich ist, Korotkoff-Töne für die Erfassung des systolischen und diastolischen Druckes heranzuziehen. Diese Einrichtungen arbeiten daher mit wesentlich andern Methoden als die vorher beschriebenen Einrichtungen, wobei diese Methoden im allgemeinen sehr kompliziert und wohl entsprechend fehler- und störanfällig sind.

Die Erfindung hat sich nun zur Aufgabe gestellt, eine Blutdruckmessenrichtung zu schaffen, die ermöglicht, die Nachteile der vorbekannten Einrichtungen auszuschalten. Die Einrichtung soll dabei insbesondere ermöglichen, sowohl den systolischen als auch den diastolischen Druck mit einer gewissen Mindestgenauigkeit zu messen und dabei trotzdem die Messzeit relativ klein zu halten. Ferner soll die Einrichtung derart beschaffen sein, dass die pneumatischen und elektronischen für die Messung und Steuerung erforderlichen Bauelemente insgesamt relativ wenig Platz beanspruchen und in einem handlichen Gerät untergebracht werden können, das bei einer Messung, wenn nötig, mit einer Hand gehalten und bedient werden kann.

Diese Aufgabe wird, ausgehend von der aus der US-Patentschrift 2 827 040 vorbekannten Blutdruckmessenrichtung, durch eine Blutdruckmessenrichtung gelöst, welche gemäss der Erfindung durch die Merkmale des Anspruchs 1 gekennzeichnet ist.

Weitere besonders vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

Zur Klarstellung sei noch bemerkt, dass unter dem Blutdruck und dem Druck der Luft-Kammer in den Ansprüchen und in der übrigen Beschreibung stets der bezüglich des Umgebungs-Luftdrucks gemessene Überdruck zu verstehen ist.

Der Erfindungsgegenstand wird nun anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispiels erläutert. In der Zeichnung zeigen

die Fig. 1 eine Draufsicht auf eine Blutdruckmessenrichtung,

die Fig. 2 ein Blockschaltbild einer Blutdruckmessenrichtung,

die Fig. 3 das Schaltbild des Reglers und gewisser Elemente des Steuer-Teils,

die Fig. 4 einen Schnitt durch das Abström-Ventil und

die Fig. 5 ein Diagramm zur Veranschaulichung des zeitlichen Ablaufs einer Blutdruckmessung.

Die in der Fig. 1 dargestellte Blutdruckmessenrichtung weist eine am Arm einer zu untersuchenden Person befestigbare Manschette 1 und ein als Ganzes mit 3 bezeichnetes Ge-

rät auf. Die Manschette enthält eine durch einen Gummibeutel gebildete deformierbare, aufblasbare Luft-Kammer sowie ein Mikrofon und ist durch eine Leitung 5, die einen mit der Luft-Kammer verbundenen Schlauch sowie ein mit dem Mikrofon verbundenes Kabel und am geräteseitigen Ende eine Steck-Kupplung 7 aufweist, lösbar mit dem Gerät 3 verbunden. Das Gerät 3 weist ein Gehäuse 9 mit einem Gewindestutzen 9a auf, an dem mit einer Überwurfmutter 11 eine Pumpe 13 mit einem im wesentlichen zylindrischen Pump-Balg aus Gummi lösbar befestigt ist. Am Gehäuse 9 sind ein nippelartiger Luft-Anschluss 15 und ein durch einen Chassis-Stecker gebildeter elektrischer Anschluss 17 befestigt, auf die die Steck-Kupplung 7 aufsteckbar ist. Ferner ist ein durch einen Chassis-Stecker gebildeter Anschluss 19 zum Anschliessen eines Kopfhörers vorhanden. Das Gerät weist ferner drei Drucktastenschalter 21, 23, 25, eine digitale Anzeige-Einheit 27 und verschieden im Innern des Gehäuses 9 untergebrachte, pneumatische und elektrische Bauelemente auf.

In der Fig. 2 sind die aufblasbare Luft-Kammer 31 und das Mikrofon 33, die zur Manschette 1 gehören, sowie ein Teil der im Gerät 3 untergebrachten pneumatischen und elektrischen Bauteile schematisch dargestellt. Die Luft-Kammer 31 ist durch den in der Leitung 5 vorhandenen Schlauch und durch im Gerät 3 vorhandene Luft-Leitungen über ein Rückschlagventil 35 mit der Pumpe 13 sowie ferner mit einem elektrisch steuerbaren Abström-Ventil 37 und einem Drucksensor 39 verbunden. Die Pumpe 13 ist noch mit einem ein Rückschlagventil 41 aufweisenden Lufteinlass versehen. Die beiden Rückschlagventile 35 und 41 sind derart geschaltet, dass man durch abwechselndes, manuelles Zusammendrücken und Freigeben des Pump-Balges Luft aus der Umgebung ansaugen und in die Luft-Kammer 31 pumpen kann.

Das Mikrofon 33 ist durch elektrische Leiter mit dem Eingang von Filtermitteln 51 verbunden, deren Ausgang sowohl mit dem Kopfhörer-Anschluss 19 als auch mit einem Diskriminator 53 verbunden ist, der ein Trimpotentiometer 54 zum Einstellen eines unteren Schwellwertes und einen Impulsformer aufweist. Dessen Ausgang ist mit einem Steuer-Teil 55 verbunden. Der Drucksensor 39 enthält eine Messwandler-Brückenschaltung, die aus piezoresistiven Elementen gebildet und mit dem Eingang eines Verstärkers 57 verbunden ist. Dessen Ausgang ist sowohl über einen Differentiator 59 als über eine diesen überbrückende Parallel-Verbindung mit dem Steuer-Teil 55 verbunden. Der Drucksensor 39 und der Verstärker 57 sind noch mit einer Vorrichtung 75 für den automatischen Null-Abgleich verbunden, die auch noch durch eine Leitung mit einem Ausgang des Steuer-Teils 55 verbunden ist. Der Ausgang des Differentiators 59 ist ebenfalls mit dem Steuer-Teil 55 und ferner mit einem Eingang eines Reglers 61 verbunden. Der Steuer-Teil 55 ist ebenfalls mit einem Eingang des Reglers 61 verbunden, dessen Ausgang mit dem elektromagnetischen Betätigungsorgan des Abström-Ventils 37 verbunden ist. Der Steuer-Teil 55 weist ferner zwei Anschlüsse auf, die je mit einem einen Analog-Speicher 63 bzw. 65 bildenden Kondensator verbunden sind. Der Steuer-Teil ist ferner mit einem u. a. einen Analog/Digital-Wandler enthaltenden Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden, der seinerseits mit der Anzeige-Einheit 27 verbunden ist. Ein Diskriminator 69 weist einen auch noch mit dem Ausgang des Differentiators 59 verbundenen Eingang und einen Ausgang auf, der mit einem Eingang eines Herzfrequenzmessers 71 sowie mit dem Steuer-Teil 55 verbunden ist. Der Herzfrequenzmesser weist noch einen mit dem Steuer-Teil 55 verbundenen Steuer-Eingang und einen ebenfalls mit dem Steuer-Teil 55 verbundenen Analog-Speicher auf. Der Drucktastenschalter 21 ist mit dem Steuer-Teil 55

und der Drucktastenschalter 23 mit dem Anzeigesteuer-Teil 67 verbunden. Ferner ist eine eine Batterie enthaltende Speisespannungsquelle 73 vorhanden, die mit den Speisespannungsanschlüssen der verschiedenen aktiven Elemente und dem Massenanschluss verbunden ist. Der Drucktastenschalter 25 und auch der Steuer-Teil 55 sind mit der Speisespannungsquelle 73 verbunden, die abgesehen von der Batterie noch gewisse Logik-Elemente und einen Regler zur Stabilisierung der Speise-Spannung aufweist. Die Batterie ist in einem mit einem Deckel abschliessbaren Batteriefach untergebracht.

Nun sollen anhand der Fig. 3 zunächst einige Elemente des Steuer-Teils 55 und deren Verbindungen miteinander und mit andern Bauteilen erläutert werden.

Der Ausgang des Diskriminators 53 und der Ausgang des Diskriminators 69 sind mit verschiedenen Eingängen eines Korotkoff-Ton-Identifikators 81 des Steuer-Teils 55 verbunden. Der Korotkoff-Ton-Identifikator 81 enthält miteinander verbundene UND-Tore, von denen eines, wie noch erläutert wird, als Koinzidenz-Schaltung dient, und mindestens ein Flipflop. Der Identifikator 81 weist zudem noch einen unter anderem zur Erkennung des letzten Korotkoff-Tones dienenden Detektor auf, der aus Elementen für die Ausübung von Logik-Funktionen und für die Festlegung mindestens eines Zeitintervalls gebildet ist. Ein Ausgang des Identifikators 81 ist mit einem elektronischen Mehrfach-Schaltorgan 87 verbunden. Ein anderer Ausgang des Identifikators ist mit dem Steuer-Eingang des Herzfrequenzmessers 71 verbunden. Die Ausgänge des Verstärkers 57 und des Herzfrequenzmessers 71 sind ebenfalls mit Eingängen des Mehrfach-Schaltorgans 87 verbunden. Dieses weist ferner Anschlüsse auf, die mit in der Fig. 3 nichtdargestellten Bauteilen, nämlich den Speichern 63 und 65 und dem Anzeigesteuer-Teil 67, verbunden sind. Der Ausgang des Differentiators 59 ist mit dem Eingang eines Pegelwächters 89 verbunden.

Wie noch erläutert wird, soll der Diskriminator 69 bei den durch Herzschläge erzeugten Druckschwankungen einen Impuls erzeugen. Der Diskriminator 69 ist daher derart ausgebildet, dass er bei denjenigen Druckschwankungen Impulse erzeugt, bei denen der Differentialquotient  $dp/dt$  positiv ist und einen vorgegebenen Schwellwert von mindestens 100 Pa/s und beispielsweise etwa 300 bis 400 Pa/s überschreitet.

Der Pegelwächter 89 spricht ebenfalls an, wenn der zeitliche Druckanstieg, d. h. der Differentialquotient  $dp/dt$ , einen vorgegebenen oberen Grenzwert übersteigt. Dieser Grenzwert ist jedoch grösser als die infolge der Herzschläge auftretenden Differentialquotienten und beträgt mindestens etwa 2000 Pa/s und beispielsweise 3000 bis 7000 Pa/s.

Der Ausgang des Pegelwächters 89 ist mit einem Eingang eines Flipflops 91 und sowohl direkt als auch über ein Zeitverzögerungsglied 93 mit dem Identifikator 81 verbunden. Ein Ausgang des Identifikators 81 ist ebenfalls mit dem Flipflop 91 sowie mit dem Schaltorgan 87 verbunden. Ein Ausgang des Flipflops 91 ist mit dem Identifikator 81 verbunden. Ein Ausgang des Flipflops 91 ist ferner mit dem Mehrfach-Schaltorgan 87 verbunden.

Der Regler 61, dessen Schaltbild in der Fig. 3 ebenfalls ersichtlich ist, enthält einen Differential-Verstärker 101, dessen invertierender Eingang über einen Widerstand 103 mit dem Ausgang des Differentiators 59 verbunden ist. Ferner sind der Ausgang des Pegelwächters 89 und ein Ausgang des Identifikators 81 über eine Diode 105 mit einem parallel geschalteten Kondensator 107 ebenfalls mit dem invertierenden Eingang des Verstärkers 102 verbunden. Der nichtinvertierende Eingang des Verstärkers 101 ist über einen Widerstand 109 mit der Masse, über einen Widerstand 111 mit

dem Plus-Pol der Speisespannungsquelle 73 und über eine Diode 113 mit dem bereits mit dem Identifikator 81 verbundenen Ausgang des Flipflops 91 verbunden. Der Ausgang des Verstärkers 101 ist über einen Kondensator 117 mit dem invertierenden Eingang verbunden. Der Ausgang des Verstärkers 101 ist ferner über den Schalter 119 mit der Speisespannungsquelle 73 verbunden. Der Schalter 119 ist im Innern des Batteriefaches angeordnet, so dass dieses zur Betätigung des Schalters 119 geöffnet werden muss. Der Ausgang des Verstärkers 101 ist ferner mit dem einen Anschluss der Spule 131 des Abström-Ventils 37 verbunden, deren anderer Anschluss an den Plus-Pol der Speisespannungsquelle angeschlossen ist.

Es sei noch bemerkt, dass die in den Fig. 2 und 3 dargestellten elektronischen Bauteile und Blöcke zu integrierten Schaltkreisen zusammengesetzt sein können.

Das in der Fig. 4 dargestellte Abström-Ventil 37 weist ein Gehäuse mit zwei Teilen 133 und 135 auf. Der Gehäuse-Teil 133 weist in der Mitte seiner Stirnseite einen Anschluss-Stutzen 133a mit einer Einlass-Öffnung 133b auf. Der Anschluss-Stutzen 133a weist einen in das Gehäuse-Innere hineinragenden Abschnitt auf und ist durch in der Fig. 2 ersichtliche Leitungen mit der Luft-Kammer 31 und weiteren, bereits beschriebenen Bauteilen verbunden. Der Innenraum des Gehäuses ist durch mindestens einen Auslass-Durchgang mit der Umgebung verbunden. Am Gehäuseteil 135 ist ein Joch 137 mit einem ferromagnetischen Ring 139 befestigt. Im inneren hohlzylindrischen Abschnitt des Jochs 137 ist ein Anker 141 axial verschiebbar geführt, an dem die Spule 131 befestigt ist. Der Anker 141 ist an seiner der inneren Mündung der Einlass-Öffnung 133b zugewandten Stirnseite mit einer gummielastischen Dichtungsscheibe 143 versehen. Eine Druckfeder 145 drückt den Anker 141 von der inneren Mündung der Einlass-Öffnung 133b weg. Die Spule 131 ist durch ein Kabel 147 mit dem Ausgang des Verstärkers 101 und dem Plus-Pol der Speisespannungsquelle 73 verbunden.

Wenn die Spule 131 stromlos ist, befindet sich der Anker 141 in der gezeichneten Öffnungs-Stellung, in der die dem Anschluss-Stutzen 133a zugeführte unter Druck stehende Luft in den Gehäuse-Innenraum und aus diesem in die Umgebung abströmen kann. Wird dagegen eine Spannung an die Spule 131 angelegt, so wird entsprechend der Grösse der Spannung die Durchlass-Querschnittsfläche des Ventils reduziert oder das Ventil ganz geschlossen.

Im folgenden soll nun anhand des Diagramms in der Fig. 5 die Arbeitsweise der Blutdruckmesseinrichtung erläutert werden. Für eine Messung wird die Manschette 1 durch die Leitung 5 mit dem Gerät 3 verbunden und am Arm der zu untersuchenden Person befestigt.

Das Gerät 3 ist derart bemessen, dass es bequem mit einer Hand gehalten werden kann, wobei die Pumpe 13 gleichzeitig als Handgriff dient. Wenn nötig, können auch alle drei Drucktastenschalter 21, 23 und 25 mit der das Gerät haltenden Hand betätigt werden.

Nun soll zuerst die Änderung des Druckes  $p$  in der Luft-Kammer 31 im Verlauf der Zeit  $t$  diskutiert werden. Der zeitliche Verlauf des Druckes  $p$  ist durch die Kurve 151 des in der Fig. 5 dargestellten Diagramms wiedergegeben. Der Drucksensor 39 erzeugt beim Messen eine Spannung, die proportional zum Druck  $p$  ist.

Wenn die Manschette befestigt ist, wird das Gerät im Zeitpunkt  $t_0$  durch ein kurzes Drücken des EIN/AUS-Drucktastenschalters 25 betriebsbereit gemacht. Das Ventil 37 ist in diesem Zeitpunkt und dem sich vom Zeitpunkt  $t_0$  bis zum Zeitpunkt  $T_1$  erstreckenden Zeitintervall ganz offen. In diesem Zeitintervall wird der Drucksensor 39 durch die Null-Abgleich-Vorrichtung 75 automatisch auf Null abgeglichen. Das Ende dieses Abgleichens im Zeitpunkt  $T_1$  wird da-

durch signalisiert, dass die Anzeige-Einheit 27 den Wert Null anzeigt.

Nun wird durch manuelles Betätigen der Pumpe 13 Luft in die Luft-Kammer 31 gepumpt. Dadurch steigt der Druck in der Kammer 31 sprunghaft an, so dass der Differentialquotient  $dp/dt$  einen relativ grossen, positiven Wert aufweist, der den vom Pegelwächter 89 überwachten Grenzwert übersteigt. Der Pegelwächter 89 führt daher dem invertierenden Eingang des Verstärkers 101 eine Spannung zu, die bewirkt, dass der Regler 61 das Ventil 37 vollständig schliesst. Dieser Sachverhalt wird durch die Kurve 153 der Fig. 5 veranschaulicht, die den zeitlichen Verlauf der Durchlass-Querschnittsfläche  $q$  des Ventils 37 darstellt.

Während des Aufpumpvorganges wird von der Anzeige-Einheit fortlaufend der Druck in der Kammer 31 angezeigt, wobei die Zuleitung der Messwerte über das Schaltorgan 87 derart gesteuert wird, dass die Messwerte in konstanten Zeitabständen von beispielsweise 0,3 s angezeigt werden. Wenn der Druck auf eine Grösse angestiegen ist, die ausreichend über dem erwarteten systolischen Druck  $p_s$  liegt, wird der Aufpumpvorgang im Zeitpunkt  $t_2$  beendet.

Der Regler 61 ist als Integral-Regler ausgebildet. Die Grösse der Kondensatoren 107 und 117 ist derart bemessen, dass das Ventil 37 nach dem letzten Pumpstoss noch während einer gewissen Zeitdauer geschlossen bleibt, die mindestens 1 s und beispielsweise 2 bis 3 s beträgt. Im Zeitpunkt  $t_3$  beginnt der Regler 61 das Ventil 37 zu öffnen, so dass nun Luft aus der Luft-Kammer 31 abströmt. Bei der Regelung vergleicht der Regler 61 die ihm vom Differentiator 59 zugeführte Spannung mit der Referenzspannung, die durch den aus den Widerständen 109 und 111 bestehenden Spannungsteiler aus der stabilisierten, positiven Speisespannung gebildet wird. Die Widerstände 109 und 111 sind derart festgelegt, dass der mittlere Druck mit einer konstanten Rate abnimmt, die etwa 300 bis 500 Pa/s beträgt.

Hier soll eine Bemerkung zum Begriff des «mittleren Druckes» eingeschaltet werden. Wenn der Druck in der Kammer 31 innerhalb eines gewissen Bereiches liegt, hat die Herzstätigkeit nämlich, wie bereits kurz erwähnt, zur Folge, dass bei jedem Herzschlag eine kleine Druckschwankung entsteht. Wie noch erläutert wird, werden diese Druckschwankungen für die Messung ebenfalls benötigt und dürfen daher nicht oder höchstens in geringem Mass ausgeregelt werden. Der Regler 61 ist daher derart ausgebildet, dass die Regelzeitkonstante des gesamten Regelkreises, zu der auch der Verstärker 57, der Differentiator 59 und das Ventil 37 beitragen, mindestens 0,15 s beträgt. Damit die zeitliche Abnahme des mittleren Druckes andererseits während des interessierenden Messzeitintervalls auf einem einigermaßen konstanten Wert geregelt wird, beträgt die Regelzeitkonstante höchstens 2 s, beispielsweise etwa 0,5 s.

Wenn nun der Druck  $p$ , beginnend von einem oberhalb des systolischen Druckes  $p$  liegenden Maximum, abnimmt, treten vom Zeitpunkt  $t_4$  an die bereits mehrfach erwähnten durch die Herzschläge verursachten Druckschwankungen auf. Diese Druckschwankungen werden mit dem Differentiator 59 erfasst und in entsprechende Signale umgewandelt. Der Diskriminator 69 erzeugt dann bei jeder durch einen Herzschlag erzeugten Druckschwankung einen Impuls, der der Koinzidenz-Schaltung des Identifikators 81 zugeführt wird. Diese Impulse bilden eine Impulsfolge, die in der Fig. 5 mit 155 bezeichnet ist.

Wenn sich der Druck in der Luft-Kammer 31 bei seiner Abnahme innerhalb eines gewissen Bereiches befindet, erzeugt das Blut beim Durchströmen der von der Manschette umschlossenen Arterie bei jedem durch einen Herzschlag erzeugten Blutstoss Geräusche, die sogenannten Korotkoff-Töne. Diese Korotkoff-Töne werden durch das Mikrofon 33

in elektrische Signale umgewandelt und über die Filtermittel 51, die vorzugsweise auch eine Verstärkung ergeben, auf den Diskriminator 53 übertragen. Wenn die Spannung der Korotkoff-Ton-Signale den durch den Diskriminator 53 festgelegten unteren Schwellwert übersteigen, führt der zum Diskriminator gehörende Impulsformer dem Identifikator 81 des Steuer-Teils 55 jeweils einen Impuls zu. Diese Impulsfolge ist in der Fig. 5 mit 157 bezeichnet und erstreckt sich vom Zeitpunkt  $t_5$  bis zum Zeitpunkt  $T_6$ .

Wie aus der Fig. 5 ersichtlich ist, sind die durch die Druckschwankungen erzeugten Impulse breiter als die durch die Korotkoff-Töne erzeugten Impulse. Die Breiten der Impulse der Impulsfolgen 155 und 157 sind im übrigen derart bemessen, dass die Impulse sich auch dann noch überlagern, wenn die Anstiegsflanken der Druckschwankungen und der Töne zeitlich etwas gegeneinander verschoben sind. Der Korotkoff-Ton-Identifikator 81 öffnet während jedes Impulses der Impulsfolge 155 ein Fenster für die Impulse der Impulsfolge 157. Vom Mikrofon herkommende Signale werden also nur weiterverarbeitet, wenn sie in ein durch eine Druckschwankung geöffnetes Fenster fallen, d. h. wenn zwischen den Ton-Signalen und den Druckschwankungen eine Koinzidenz besteht. Dadurch können die Korotkoff-Töne identifiziert sowie von Störgeräuschen unterschieden und die letzteren unterdrückt werden.

Es sei hier noch eingefügt, dass die Koinzidenz-Schaltung im Identifikator 81 während des Aufpumpvorganges durch das dem Identifikator vom Pegelwächter 89 zugeführte Signal für die Korotkoff-Ton-Signale gesperrt wird. Das Zeitverzögerungsglied 93 bewirkt dabei, dass die Korotkoff-Ton-Signale auch nach dem Verschwinden der schnellen Druckanstiege, d. h. nach der Beendigung des Aufpumpvorganges noch während einer Zeitdauer von 2 bis 3 s gesperrt werden.

Das elektronische Mehrfach-Schaltorgan 87 verbindet den Ausgang des Verstärkers 57 vom Zeitpunkt  $t_0$  oder mindestens vom Zeitpunkt  $t_4$  an mit dem Speicher 63, so dass also zunächst im letzteren laufend der momentane Druck gespeichert wird. Wenn nun die Koinzidenz-Schaltung des Identifikators 81 in der vorstehend beschriebenen Weise ein vom Mikrofon kommendes Signal als ersten Korotkoff-Ton identifiziert, führt ein zum Identifikator gehörendes Flipflop dem Schaltorgan 87 ein entsprechendes Steuersignal zu. Das Schaltorgan 87 trennt nun den Speicher 63 zunächst provisorisch vom Verstärker 57 ab. Im Speicher 63 wird daher der beim Eintreffen des ersten als Korotkoff-Ton identifizierten Signals vorhandene momentane Druck provisorisch gespeichert und vorläufig als systolischer Druck identifiziert.

Der im Identifikator 81 auch noch vorhandene Detektor überprüft, ob dem ersten durch eine Impuls-Koinzidenz provisorisch identifizierten Korotkoff-Ton innerhalb eines vorgegebenen Zeitintervalls, das mindestens 2 s beträgt, eine zweite Impuls-Koinzidenz folgt. Nur wenn dies der Fall ist, werden die beiden Koinzidenzen als echte Korotkoff-Töne identifiziert. Wenn nun also innerhalb des vorgegebenen Zeitintervalls zwei echte Korotkoff-Töne identifiziert werden, wird der Speicher 63 für den betreffenden Blutdruckmessvorgang endgültig vom Verstärker 57 abgetrennt und der beim ersten Korotkoff-Ton gespeicherte Druck als systolischer Druck gespeichert.

Wenn der Identifikator 81 dagegen innerhalb des vorgegebenen Zeitintervalls keinen zweiten Korotkoff-Ton identifiziert, wird die zuerst provisorisch als Korotkoff-Ton identifizierte Impuls-Koinzidenz als Störung identifiziert. Der Speicher 63 wird dann wieder mit dem Verstärker 57 verbunden, bis die nächste Impuls-Koinzidenz auftritt.

Wenn nun der Druck in der Luft-Kammer 31 absinkt, folgen dem ersten Korotkoff-Ton weitere Korotkoff-Töne.

Der Identifikator 81 prüft nun zunächst bei jedem vom Diskriminator 53 des Ton-Kanals kommenden Impuls, ob dieser Impuls koinzident mit einem vom Diskriminator 69 des Druckmess-Kanals kommenden Impuls ist. Ferner prüft der Identifikator 81, ob Koinzidenzen innerhalb des vorgegebenen Zeitintervalls von 2 bis 10 und beispielsweise 5 s aufeinanderfolgen. Solange dies der Fall ist, verbindet das Schaltorgan 87 den Ausgang des Verstärkers 57 bei jedem Korotkoff-Ton, d. h. bei jedem Impuls der Impulsfolge 157, kurzzeitig mit dem Speicher 65. In diesem wird also bei jedem Korotkoff-Ton ein neuer Druckwert gespeichert, wobei die Grösse dieser Druckwerte sukzessive abnimmt. Wie bereits erwähnt, erstreckt sich die Impulsfolge 157 bis zum Zeitpunkt  $T_6$ . Da nach dem Zeitpunkt  $T_6$  keine weiteren Impulse mehr folgen, bleibt der im Zeitpunkt  $T_6$  gemessene Wert des Druckes  $p$  bis zum Abschalten des Gerätes im Speicher 65 gespeichert. Dieser Speicher-Wert stellt dann den diastolischen Druck dar.

Wenn der zum Identifikator 81 gehörende Detektor feststellt, dass während des genannten vorgegebenen 2 bis 10 und beispielsweise 5 s betragenden Zeitintervalls kein Korotkoff-Ton mehr aufgetreten ist, führt er dem Schaltorgan 87 und dem Flipflop 91 im Zeitpunkt  $t_7$  ein entsprechendes Signal zu. Dadurch wird die Druckmessung abgebrochen. Ferner führt das Flipflop 91 dem nichtinvertierenden Eingang des Verstärkers 101 nun eine Spannung zu, die wesentlich grösser als die vorher zugeführte Referenzspannung ist. Dies bewirkt, dass der Regler 61 das Ventil 37 ganz öffnet. Der Druck  $p$  sinkt dann sehr schnell ab und erreicht im Zeitpunkt  $t_8$  wieder den Wert Null, d. h. den Umgebungs-Luftdruck.

Die Messung wird also erst abgebrochen, wenn während des 2 bis 10 und beispielsweise 5 s betragenden Zeitintervalls kein Korotkoff-Ton mehr auftritt. Dadurch kann weitgehend verhindert werden, dass die Messung bei einer sogenannten auskultatorischen Lücke, d. h. beim Ausfallen der Korotkoff-Töne während eines oder eventuell einiger weniger Herzschläge, abgebrochen wird, bevor der Druck in der Luft-Kammer auf den wahren diastolischen Druck abgesunken ist.

Der Steuer-Teil 55 ist im übrigen derart beschaffen, dass er den Ausgang des Verstärkers 57 vom Null-Abgleich an bis zum Zeitpunkt  $t_8$  in regelmässigen Zeitabständen von beispielsweise 0,3 s mit dem Anzeigesteuer-Teil 67 verbindet. Der Anzeige-Teil 27 zeigt dann jeweils den momentanen Druck an. Der Steuer-Teil könnte aber auch derart ausgebildet sein, dass der Druck, in dem zwischen den Zeitpunkten  $t_4$  und  $t_7$  liegenden Zeitintervall jeweils bei jedem Impuls der Impulsfolge 155 angezeigt würde.

Der Identifikator 81 schaltet zwischen den Zeitpunkten  $t_3$  und  $t_6$  oder  $t_7$  auch den Herzfrequenzmesser 71 ein, so dass dieser während des Auftretens der Impulsfolge 155 die Herzfrequenz misst und über einige Impulse mittelt. Der Mittelwert wird im Speicher des Herzfrequenzmessers 71 gespeichert.

Der Steuer-Teil 55 ist nun derart beschaffen, dass der Speicher 63 oder der Speicher 65 oder den die Herzfrequenz speichernden Speicher durch kurzes Drücken des Drucktastenschalters 21 zyklisch abgefragt werden können. Der betreffende, in analoger Form gespeicherte Speicher-Wert wird dann dem Anzeigesteuer-Teil 67 zugeführt und von diesem in ein Digital-Signal umgewandelt. Dieses wird der Anzeige-Einheit 27 zugeführt, so dass diese also wahlweise den systolischen oder den diastolischen Druck oder die Herzfrequenz anzeigt. Ferner zeigt die Anzeige-Einheit durch ein Symbol an, welcher der drei Messwerte gerade angezeigt wird.

Der Anzeigesteuer-Teil 67 enthält ein zwischen die Zuleitungen von den Speichern 63, 65 und den Analog/Digital-Wandlern eingeschaltetes mit dem Drucktastenschalter 23 umschaltbares Netzwerk. Dieses ermöglicht, bei der Druckanzeige zwischen der Anzeige in Kilopascal oder Torr zu wählen, wobei die Umschaltung durch kurzes Drücken des Drucktastenschalters 23 bewirkt wird.

Wenn alle drei Speicher-Werte abgelesen wurden, kann das Gerät durch kurzes Drücken des EIN/AUS-Drucktastenschalters 25 ausgeschaltet werden, womit die Messung abgeschlossen ist.

Nachdem nun die allgemeine Arbeitsweise der Einrichtung dargelegt wurde, soll nun noch eine weitere Funktion des Pegelwächters 89 erläutert werden. Wie bereits besprochen, spricht der Pegelwächter an, wenn der Differentialquotient  $dp/dt$  einen oberen Grenzwert überschreitet. Solche übermäßig schnellen Druckänderungen können nun nicht nur während der Aufpumphase, sondern auch dann auftreten, wenn die untersuchte Person etwa den Arm bewegt, an dem die Manschette 1 befestigt ist. Wenn eine solche Bewegung zwischen den Zeitpunkten  $t_3$  und  $t_7$  stattfindet, könnte sie einen Messfehler verursachen. Derartige Messfehler können nun ebenfalls mittels des Pegelwächters 89 und weiterer Elemente verhindert werden. Wenn nämlich der Differentialquotient  $dp/dt$  den vorgegebenen Grenzwert beispielsweise in einem zwischen den Zeitpunkten  $t_5$  und  $t_6$  liegenden Zeitpunkt wegen einer Armbewegung überschreitet, bewirkt dies, dass ein UND-Tor des Identifikators 81 für die Korotkoff-Ton-Signale gesperrt und das Ventil 37 geschlossen wird. Das Zeitverzögerungsglied 93 bewirkt dabei, dass die Korotkoff-Ton-Signale auch nach dem Verschwinden der schnellen Druckänderung analog wie am Ende des Aufpumpvorganges noch während einer Zeitdauer von 2 bis 3 s gesperrt werden.

Wie bereits weiter vorn dargelegt wurde, wird auch das Ventil erst mit einer gewissen zeitlichen Verzögerung wieder geöffnet. Danach geht die Messung normal weiter.

Der Identifikator 81 ist ferner derart ausgebildet, dass die Weiterleitung der Korotkoff-Ton-Signale gesperrt wird, wenn zwischen der Beendigung des Aufpump-Vorganges, die durch den Pegelwächter 89 festgestellt wird, und dem Auftreten des ersten Korotkoff-Tones nicht ein Zeitintervall mit einer gewissen Mindestlänge liegt. Diese Mindestlänge des Zeitintervalls beträgt beispielsweise 2 bis 5 s. Wenn bereits innerhalb des genannten Zeitintervalls ein Korotkoff-Ton-Signal auftritt, wird dessen Weiterleitung durch den Identifikator 81 verhindert. Ferner wird das Ventil 37 wieder geschlossen. Des weitern kann über eine nichtdargestellte Verbindung mittels einer ebenfalls nichtdargestellten Leuchtdiode oder in anderer Weise eine Störung signalisiert werden. Die die Blutdruckmesseinrichtung bedienende Person kann dann durch Betätigen der Pumpe 13 den Druck in der Kammer 31 noch etwas mehr erhöhen. Auf diese Weise kann vermieden werden, dass wegen ungenügenden Aufpumpens ein zu kleiner systolischer Druck gemessen wird.

Die vorstehend beschriebene Blutdruckmesseinrichtung ist unter anderem für Patienten vorgesehen, die ihren Blutdruck selbst messen und ihre Messresultate dann von Zeit zu Zeit dem sie behandelnden Arzt vorlegen. Der Arzt kann bei dieser Gelegenheit ebenfalls Messungen mit der Einrichtung durchführen. Dabei hat er zudem die Möglichkeit, mit einem Stethoskop oder einem an den Anschluss 19 angeschlossenen Kopfhörer die Korotkoff-Töne abzuhören und fortlaufend den momentanen Druck abzulesen. Auf diese Weise kann der Arzt allenfalls vorhandene Anomalien erkennen.

Wie beschrieben, sind der Drucksensor 39 und der Verstärker 57 mit einer Vorrichtung 75 für den automatischen Nullabgleich verbunden. Der Verstärker 57 ist ferner noch mit einer Test-Vorrichtung versehen. Diese weist einen Test-Schalter auf, der im Batteriefach angeordnet ist, so dass er nur bei geöffnetem Batteriefach betätigbar ist. Durch Betätigen des Test-Schalters kann die im Drucksensor 39 enthaltene Brückenschaltung in definierter Weise verstimmt werden. Bei vom Gerät abgetrennter Manschette 1 soll dann ein bestimmter Eichwert angezeigt werden.

Man kann jedoch auch den ganzen Druckbereich kontrollieren und eichen. Zu diesem Zweck kann der ebenfalls im Innern des Batteriefachs angeordnete Schalter 119 geschlossen werden, wodurch das Ventil 37 ganz geschlossen wird. Dann kann anstelle der Luft-Kammer oder zusätzlich zu dieser ein externes Druckmessgerät angeschlossen und der ganze Druckbereich kontrolliert werden. Nötigenfalls kann mit einem zum Verstärker 57 gehörenden Trimpotentiometer eine Nacheichung vorgenommen werden.

Die Einrichtung kann in verschiedener Hinsicht modifiziert werden. Beispielsweise könnte der Drucksensor statt durch Leitungen auch dadurch fluidmässig mit der am Arm eines Patienten befestigbaren Luft-Kammer verbunden werden, dass man ihn direkt in die Luft-Kammer einbaut.

Des weitern könnten der Identifikator 81 sowie der Pegelwächter 89 und das Flipflop 91, statt über den Regler 61 auf das Ventil einzuwirken, durch den Regler überbrückende Parallelzweige mit der Spule des Ventils oder mit Steueranschlüssen von steuerbaren elektronischen Schaltorganen verbunden sein, mit denen die Spule ein- und ausgeschaltet werden kann.

Ferner könnte der Steuer-Teil zur Verkürzung der Messzeit derart ausgestaltet werden, dass der Druck zwar in der zeitlichen Umgebung des ersten und des letzten Korotkoff-Tones mit einer konstanten Geschwindigkeit von beispielsweise 400 Pa/s abnimmt, dass das Ventil aber in dem dazwischenliegenden Zeitraum stärker geöffnet wird, so dass die Druckabnahme zwischen dem ersten und letzten Korotkoff-Ton schneller erfolgt.

Des weitern könnte in den Druckmesskanal zwischen dem Verstärker 57 sowie dem Anzeigesteuer-Teil 67 und/oder den Speichern 63, 65 ein Tiefpassfilter eingeschaltet werden. Dadurch könnten unter anderem die bei den Herzschlägen auftretenden Druckschwankungen ausgesiebt werden.

Fig.1

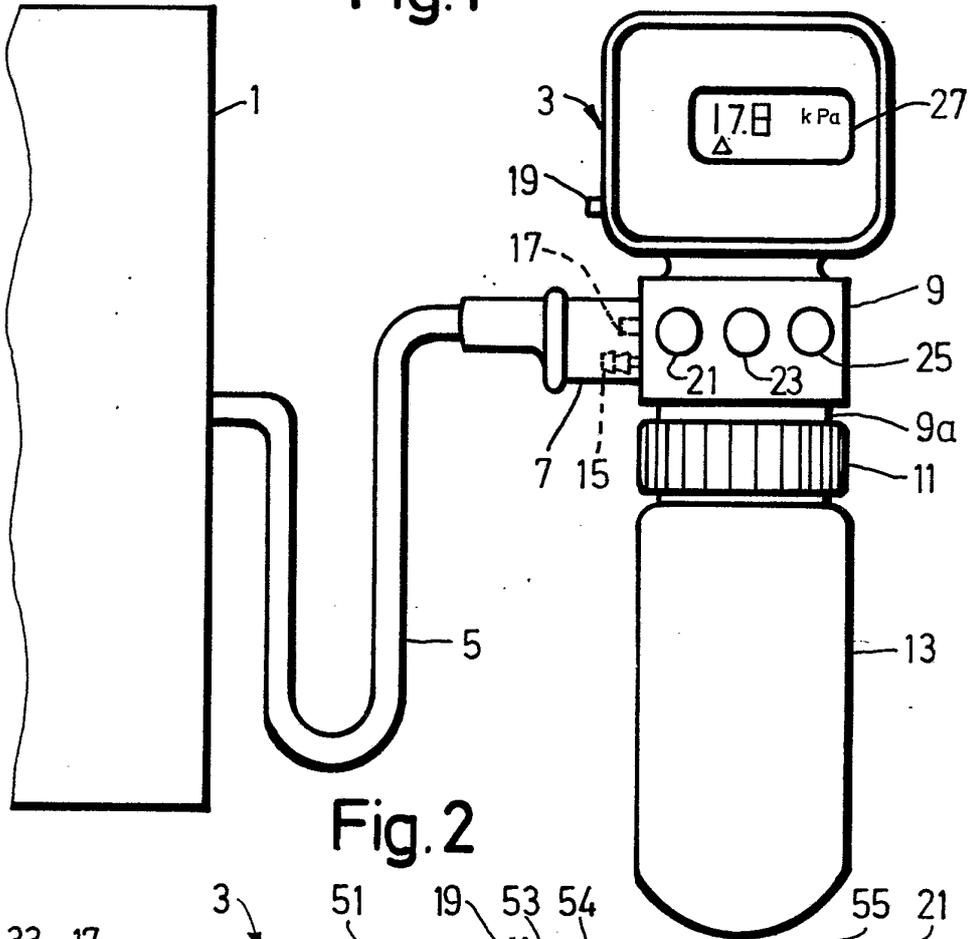


Fig.2

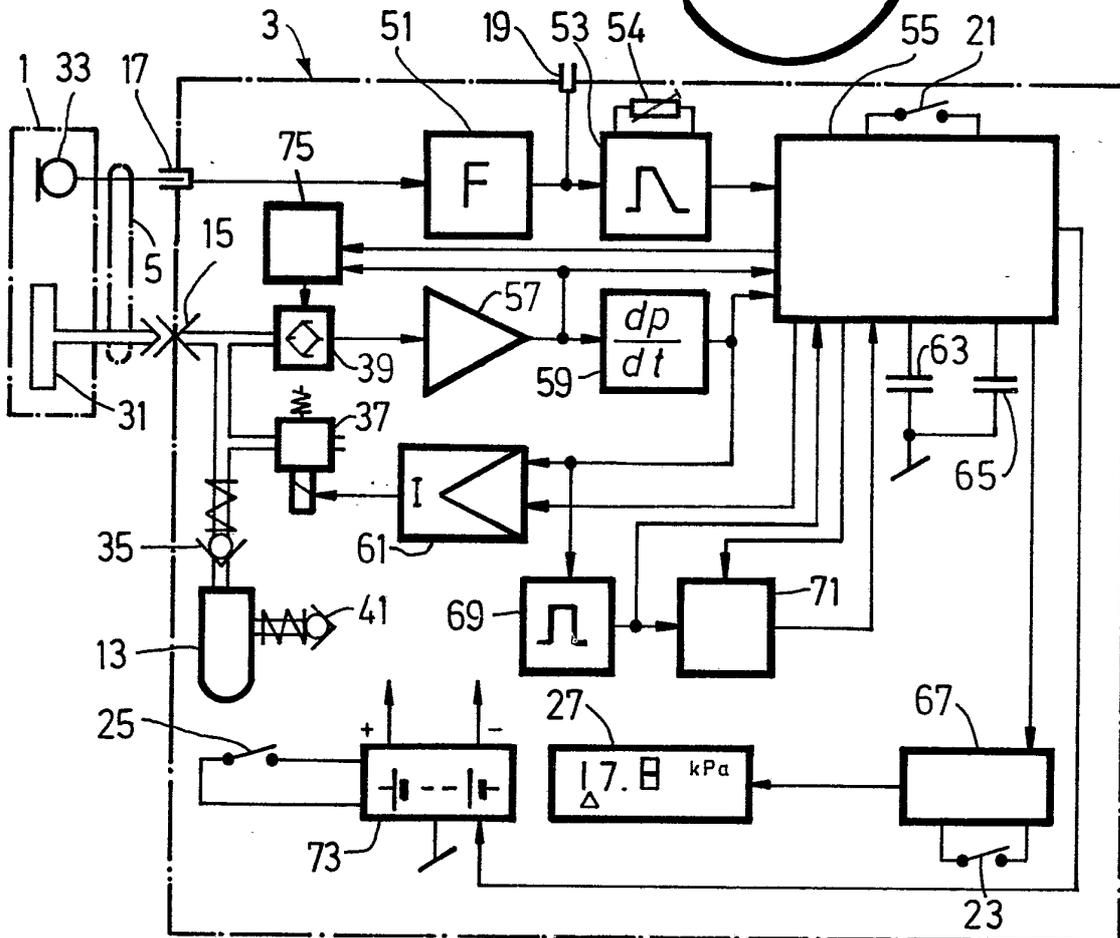


Fig. 3

