



SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT
BUNDESAMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM

① CH 657 053 A5

⑤ Int. Cl.4: A 61 M 1/00

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

⑫ PATENTSCHRIFT A5

<p>⑰ Gesuchsnummer: 4249/80</p> <p>⑳ Anmeldungsdatum: 02.06.1980</p> <p>⑳ Priorität(en): 06.06.1979 DE 2922957</p> <p>㉔ Patent erteilt: 15.08.1986</p> <p>④⑤ Patentschrift veröffentlicht: 15.08.1986</p>	<p>⑦③ Inhaber: Prof. Dr. Holger Schmid-Schönbein, Aachen (DE) Dr. Khosrow Mottaghy, Aachen (DE) Hannelore Kern, Gauting (DE)</p> <p>⑦② Erfinder: Schmid, Holger (-Schönbein), Prof. Dr., Aachen (DE) Mottaghy, Khosrow, Dr., Aachen (DE) Myrenne, Heinz, Roetgen (DE)</p> <p>⑦④ Vertreter: Arconia AG, Chur</p>
---	---

⑤④ **Vorrichtung zum kontinuierlichen Umwälzen organisch-biologischer Flüssigkeiten, insbesondere von Blut, sowie Verfahren zum Betrieb dieser Vorrichtung.**

⑤⑦ Die Vorrichtung und ein zu deren Betrieb verwendbares Verfahren ist darauf abgestellt, organisch-biologische Flüssigkeiten, auch Blut, mit Ausnahme der therapeutischen Verfahrensanwendung in und am menschlichen und tierischen Körper in einem kontinuierlichen Flüssigkeitsstrom schonend umzuwälzen. Dafür wird ein Schlauch-Beutelbehältersystem verwendet, das die Flüssigkeit innerhalb weitgehend durchgehender elastisch-nachgiebiger Wandungen abgeschlossen hält, welche eine weitestgehende laminare Strömung gewährleistet und eine mit der organisch-biologischen Flüssigkeit verträglicher, insbesondere auch blutverträglicher Oberfläche und Profilierung versehen sind. Dabei werden die auf die Flüssigkeit einwirkenden Umwälzkräfte und Ventilregelungen in schonender Weise von aussen ausgeübt, wobei das Schlauch-Beutelbehältersystem in betriebsbereit zusammengesetztem Zustand auf einfache Weise als Ganzes in eine Apparatur einlegbar ist.

PATENTANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zum Fördern, bezweckend ein Umwälzen organisch-biologischer Flüssigkeiten, insbesondere von Blut, mit einem die Flüssigkeit aufnehmenden Behälter, welcher auf einem gegenüber dem eintrittsseitigen Höhenniveau der Flüssigkeit niedrigeren Höhenniveau angeordnet ist, und mit einer ventilgesteuerten Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks auf die abgezogene Flüssigkeit zu ihrer Weiterleitung sowie einer Einrichtung zum gleichmässig-kontinuierlichen Austragen der umgewälzten Flüssigkeit, dadurch gekennzeichnet, dass die die Flüssigkeit führenden Wandungen mindestens weitgehend der gesamten Vorrichtung durchgehend elastisch-nachgiebig sowie mit strömungsmässig weitestgehend laminar wirkender, mit der organisch-biologischen Flüssigkeit verträglicher Oberfläche ausgebildet sind.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass in den Abzugsschlauch (2) eine Blutbehandlungseinrichtung (33) eingeschaltet ist.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Wandung des die Flüssigkeit aufnehmenden Behälters (3) als Beutel (7a) aus flexiblem Material, vorzugsweise Kunststoff, hergestellt ist.
4. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Vorrichtung zur Ausübung eines Überdruckes (3c) auf die Flüssigkeit einen die Flüssigkeit führenden Beutel (7b) aus flexiblem Material, vorzugsweise Kunststoff, aufweist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung zum gleichmässig-kontinuierlichen Austragen der Flüssigkeit einen die Flüssigkeit führenden Beutel (8) aus flexiblem Kunststoff aufweist.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass alle Beutel (7a, 7b, 8) und ihre Verbindungsleitungen (2, 5, 11, 12) untereinander im miteinander verbundenen Zustand unter Minimierung ihres Gesamt-Innenvolumens als Ganzes zusammenlegbar sind.
7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Innenvolumen im zusammengelegten Zustand sterilisiert und mit Blutersatzstoff und/oder einer blutverträglichen Flüssigkeit gefüllt ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass an die Wandungen in der Zu- und Ableitung der Vorrichtung zur Ausübung eines Überdrucks (30) auf die Flüssigkeit je ein den Durchflussquerschnitt von aussen öffnendes und schliessendes Klemmventil (4, 13) angesetzt ist.
9. Vorrichtung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Klemm-Ventile (4, 13) jeweils einen, die jeweilige Verbindungsleitung (5, 11) umgreifenden Rahmen (21) sowie eine maschinell zu betätigende Klemmeinrichtung (22, 22a) zum Zusammendrücken oder Öffnen des Durchflussquerschnitts der Verbindungsleitung aufweisen.
10. Vorrichtung nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Klemm-Ventile (4, 13) jeweils Einrichtungen z. B. Exzenter (23) zur Stellmotor- oder elektromagnetisch angetriebenen und mit vorbestimmter Bewegungscharakteristik arbeitender Betätigung der Klemmeinrichtung (22, 22a) aufweisen.
11. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die den Durchflussquerschnitt der Verbindungsleitung (5, 11) zusammendrückende bzw. öffnende Seite der Klemmeinrichtung (22, 22a) eine abgerundete, insbesondere angenähert parabolisch oder halbrund gekrümmte Form aufweist, welche beim Zusammendrücken des Strömungsquerschnitts in allen Arbeitsphasen eine laminare Strömung aufrechterhält.
12. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Rahmen (21) an seiner die Verbindungsleitung (5, 11) aufnehmenden Seite eine verschliessbare Öffnung (26a) zum Einlegen der Verbindungsleitung quer zur Leitungseinrichtung aufweist.
13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens einer der Beutel (7a, 7b, 8) aus flexiblem Kunststoff von einem festen Gehäuse (3a; 3b; 9) umgeben ist, innerhalb dessen auf den Beutel (7a) des die Flüssigkeit aufnehmenden Behälters (3) ein Unterdruck und auf den Beutel (8) der Einrichtung zum gleichmässig-kontinuierlichen Austragen der Flüssigkeit ein Überdruck anlegbar ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens an einem der Gehäuse (3a; 3b; 9) mechanische oder optische Fühler (27) zur Ermittlung des Füllungsstands, insbesondere des Beutels (7b) der Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks (3c) auf die Flüssigkeit, angeordnet sind.
15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass alle Beutel (7a; 7b; 8) mit ihren Verbindungsleitungen (2, 5, 11, 12) vom Einlass bis zum Auslass aus einem Stück hergestellt sind.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass alle Beutel (7a; 7b; 8) mit ihren Verbindungsleitungen (2, 5, 11, 12) eine Innen-Oberfläche aus Silika-freiem Silikon aufweisen.
17. Vorrichtung nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass alle Beutel (7a; 7b; 8) mit ihren Verbindungsleitungen (5, 11) eine Innen-Oberfläche aus glattflächigem Polyurethan aufweisen.
18. Vorrichtung nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Gehäuse (3a; 3b; 9) zur Einlegung der Beutel (7a; 7b; 8) aufklappbar sind.
19. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass in den Wandungen der Zu- und Ableitung der Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks (3c) auf die Flüssigkeit mindestens ein Stück der Wandung membranartig-elastisch ausgebildet ist, um welches herum zum membran-ventilartigen Zusammendrücken des Durchflussquerschnitts eine steuerbar mit Druck beaufschlagbare Kammer angeordnet ist.
20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 3 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die ventilgesteuerte Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks auf die Flüssigkeit als Arbeitsbehälter (71) zum Transport der Flüssigkeit ausgebildet ist und ein druckflüssigkeitsdichtes Gehäuse (79) mit einem darin angeordneten, mit Verbindungsleitungen (61) (65) nach aussen versehenen, elastisch-nachgiebigen, beutelförmigen Sackbehälter (70) aufweist, dessen um den Sackbeutel herum befindliches Innenvolumen flüssigkeitsgefüllt ist und mit einer Pumpeinrichtung (73) in Verbindung steht, mit der das um den Sackbehälter (70) herum befindliche Innenvolumen taktmässig gesteuert vergrössert oder verkleinert werden kann.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass der Ausgangsbehälter (77) in einem unter Druck flüssigkeitsdichten Gehäuse (79) als mit Verbindungsleitungen (61, 82) nach aussen angeordneter, elastisch-nachgiebiger beutelförmiger Sack (80) ausgebildet ist, wobei das zwischen dem Beutel und dem Gehäuse befindliche Innenvolumen mit Flüssigkeit gefüllt ist und mit einer Gasfeder (84) in Verbindung steht, deren Druck geringer ist als der Förderdruck der Pumpeinrichtung (73).
22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 20 und 21, gekennzeichnet durch Einrichtungen (76, 81) zur Regulierung der Flüssigkeitstemperatur.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 20 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass die Flüssigkeit des Ausgangsbehälters (77) mit einer Pulsationseinrichtung (87) in Verbindung steht.

24. Vorrichtung nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Pumpeinrichtung (73) eine gasaufnehmende Verdrängungsmembran (73a) aufweist, welche gesteuert-intermittierend bis zu einem selbsttätig gesteuerten Höchst-
druck aufpumpbar ist, welcher höher ist als der Druck der Gasfeder (84).

25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 20 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens der Arbeitsbehälter (71) zum Transport der Flüssigkeit, die Pumpeinrichtung (73), der Ausgangsbehälter (77) und die Gasfeder (84) in einem gemeinsamen wärmerегulierten Gehäuse (92) angeordnet sind.

26. Vorrichtung nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Gasfeder (84) und die Pumpeinrichtung (73) in einer einzigen Umpumpeinrichtung (93) zusammengefasst sind.

27. Verfahren zum kontinuierlichen Fördern, bezweckend ein Umwälzen organisch-biologischer Flüssigkeiten, insbesondere von Blut mit einer Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 26, ausgenommen für die Therapie am oder im menschlichen oder tierischen Körper, bei dem eine Flüssigkeit in einen Behälter auf ein Druck-Höheniveau unter ihrem Eintritts-Flüssigkeitsdruckniveau abgelassen, sodann schubweise auf ein Druck-Höheniveau oberhalb des Eintritts-Flüssigkeitsniveaus angehoben und von dort in ein auf einem demgegenüber auf niedrigerem Druck-Höheniveau liegenden Behälter übergeleitet wird und von dort zu einem in Höhe des Eintritts-Flüssigkeitsniveaus liegenden Auslass abgelassen wird, dadurch gekennzeichnet, dass die Flüssigkeit bei ihrem gesamten Durchlauf innerhalb mindestens weitgehend durchgehender elastisch-nachgiebiger Wandungen mit strömungsmässig weitestgehend laminar wirkender und mit der organisch-biologischen Flüssigkeit verträglicher Oberfläche transportiert wird.

28. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Ablassen der Flüssigkeit vom ursprünglichen Druck-Höheniveau unter von aussen auf die Wandungen verursachtem Sog erfolgt.

29. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass auf die Flüssigkeit bei der Abgabe zum Auslass von ausserhalb der Wandungen ein Überdruck ausgeübt wird.

30. Verfahren nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass auf die Flüssigkeit bei der Abgabe zum Auslass von ausserhalb der Wandungen pulsatorische Druckschwankungen ausgeübt werden.

31. Verfahren nach einem der Ansprüche 27 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass das Druck-Höheniveau oberhalb des Eintritts-Flüssigkeitsdruckniveaus unter Ausübung von Überdruck auf die Flüssigkeit von ausserhalb der Wandungen, unter Regelung des portions- oder schubweisen Transports in ventilerегulierter Form erfolgt.

32. Verfahren nach einem der Ansprüche 27 bis 31, dadurch gekennzeichnet, dass nach dem Ablassen einer Menge an Flüssigkeit diese Menge von weiterem Zulauf durch geregelte, von ausserhalb der Wandungen auf die Strömungsquerschnitte einwirkende aktive Ventile abgeschlossen und dieser Menge ein zur Weiterleitung zum Auslass bestimmtes Überdruck-Potential auferlegt wird.

33. Verfahren nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, dass der Flüssigkeitsfluss nach Weiterleitung in die Einrichtung zu ihrem Austragen intermittierend durch ein weiteres aktives Ventil von ihrer Zuführung unterbrochen wird.

34. Verfahren nach einem der Ansprüche 27 bis 33, dadurch gekennzeichnet, dass der Flüssigkeitsfluss nach Förde-

rung auf das oberhalb des Eintritts-Flüssigkeits-Druckniveaus liegende Druck-Höheniveau schubweise intermittierend mittels eines weiteren aktiv gesteuerten Ventils unterbrochen wird.

35. Verfahren nach einem der Ansprüche 32 bis 34, dadurch gekennzeichnet, dass die aktiven Ventile derart in Abstimmung miteinander geregelt betätigt werden, dass der Flüssigkeitsfluss schubweise fortschreitend erfolgt, und die Ventile immer nur dann geschlossen bzw. geöffnet werden, wenn die Durchflussgeschwindigkeit gegen Null zurückgeht.

36. Verfahren nach einem der Ansprüche 27 bis 35, dadurch gekennzeichnet, dass die Förderung der Flüssigkeit durch aktive Betätigung der Ventile und wechselweiser Ausübung von Unter- und Überdruck variabel verstellbar und zentral automatisch gesteuert wird, und zwar unter zugleich automatischer Messung des Füllungsstands der einzelnen Förderstufen.

20

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum kontinuierlichen Fördern, bezweckend ein Umwälzen organisch-biologischer Flüssigkeiten, insbesondere von Blut, mit einem die umzuwälzende Flüssigkeit aufnehmenden Behälter, welcher auf einem gegenüber dem eintrittsseitigen Höheniveau der Flüssigkeit niedrigeren Höheniveau angeordnet ist, und mit einer ventilerегulierten Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks auf die Flüssigkeit zu ihrer Weiterleitung sowie einer Einrichtung zum gleichmässig-kontinuierlichen Austragen der umgewälzten Flüssigkeit.

Beim Fördern bzw. Pumpen von Blut oder ähnlichen gegen mechanische Zerstörung empfindlichen Flüssigkeiten ergibt sich bei allen bekannten Vorrichtungen, unabhängig davon, nach welchem Pumpenprinzip sie arbeiten, eine mindestens teilweise Zerstörung der im Blut vorhandenen Blutkörperchen (Hämolyse). Dies geschieht überraschenderweise nicht nur beim eigentlichen Pumpvorgang, d. h. in der eigentlichen Pumpe, sondern zu einem mindestens auf die Dauer erheblichen Teil auch in den anderen Teilen, beispielsweise in den Zu- und Ableitungen oder – soweit vorhanden – den Ventilen. Ausserdem sind die bekannten Blutpumpensysteme nur unter Schwierigkeiten zu sterilisieren und zu entlüften, da sie wenigstens in wichtigen Teilen mit im wesentlichen starren Durchflussquerschnitten arbeiten. Diese Nachteile gelten daher selbst für Pumpensysteme, bei denen der Pumpvorgang nicht durch laufende mechanische Quetschbewegungen (Rollerpumpen) auf das Blut, sondern das Blut lediglich durch Ausnutzung eines Höheniveaus gefördert bzw. zum Fliessen gebracht wird.

Aufgabe der Erfindung ist die Verbesserung des eingangs genannten Vorrichtungsprinzips, und zwar insbesondere in Hinsicht auf eine weitergehend schonende Behandlung organisch-biologischer Flüssigkeiten, in erster Linie von Blut, beim Fördern zwecks Umwälzung und zugleich bezüglich einer wirtschaftlich und anwendungsmässig vereinfachten Lösung.

Entsprechend ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, dass die die Flüssigkeit führenden Wandungen mindestens weitgehend der gesamten Vorrichtung durchgehend elastisch-nachgiebig sowie mit strömungsmässig weitestgehend laminar wirkender, mit der organisch-biologischen Flüssigkeit verträglicher, insbesondere auch blutverträglicher, Oberfläche ausgebildet sind.

Dabei ist unter elastisch-nachgiebig eine Konsistenz der Wandungen zu verstehen, bei der die von ihnen umgebenden Räume oder Querschnitte sowohl durch Einwirkung von

aussen als auch auf Druckbewegungen innerhalb der Flüssigkeit selbst veränderbar sind. Je nach Phase des Fördervorgangs, d. h. den einzelnen Arbeitsstufen sollte die elastische Nachgiebigkeit der Wandungen vorteilhafterweise jedoch unterschiedlich sein. Während z. B. bei den einzelnen Verbindungsleitungen ein vollständiges Zusammenfallen des Innenquerschnitts nur bei stärkeren Zusammenpressdrücken als beim Pumpen selbst möglich sein sollen, ist die elastische Nachgiebigkeit der Behälter erheblich grösser. Diese Behälter sollen sich auch bei schon geringen Druckschwankungen ohne wesentlichen Gegendruck volumenmässig der jeweils durchfliessenden Blutmenge anpassen können.

Auf diese Weise kann sich die Innenoberfläche der Wandungen an allen Stellen von selbst an die jeweiligen örtlichen Druck-, Strömungs- und gegebenenfalls Pulsationsbedingungen des Blutes anpassen, so dass — da das Blut erfindungsgemäss innerhalb der gesamten Fördervorrichtung innerhalb dieser Wandungsart gehalten wird — möglichst optimal laminare Strömungsverhältnisse gewährleistet sind. Zu dem gleichen Zweck sind auch sämtliche Rohrquerschnittsänderungen nur allmählich erweitert oder verengt. Damit aber werden Schereffekte ausgeschaltet, welche sich auf die Blutkörperchen (Erythrozyten) traumatisierend bzw. zerstörend auswirken. Insbesondere hat sich überraschenderweise gezeigt, dass auch senkrecht zu den Wandungen gerichtete Strömungskomponenten des Blutes eine derartige Erythrozytenzerstörung hervorrufen.

Die erfindungsgemäss elastisch-nachgiebige Ausbildung der Wandungen ermöglicht es, auf die Flüssigkeit bzw. auf das Blut innerhalb der Wandungen je nach Bedarf entweder einen Sog oder einen Druck begrenzter Stärke oder auch pulsatorische Druckschwankungen von ausserhalb der Wandungen auszuüben. Gerade die Mitwirkungsmöglichkeit der elastisch-nachgiebigen Wandungen bei pulsatorischen Druckschwankungen des Blutes verdeutlicht die spezifischen Vorteile der Erfindung, bei der das Wandungssystem gleichzeitig optimal physiologisch angepasst ist.

Als schonendste Innenauskleidung der Wandungen kann z. B. glattflächiges Polyurethan oder silikafreies Silikon verwendet werden.

Darüber hinaus ist es nach der Erfindung möglich, das Druck-Höheniveau oberhalb des ursprünglichen Flüssigkeitsdruckniveaus unter Ausübung von Überdruck auf die Flüssigkeit von ausserhalb der Wandungen, der dem hydrostatischen Druck eines bestimmten Höheniveaus entspricht, unter Regelung des schubweisen Transports in ventiltgeregelter Form zu simulieren.

Sogar die Anwendung von Ventilen kann bei der Erfindung durch Einwirkung auf die Strömungsquerschnitte von ausserhalb der Wandungen erfolgen, wodurch unerwünschte Rückflüsse während des Verfahrens und zusätzliche Steuerungen bzw. Regelungen möglich sind, ohne dass das Blut in Berührung mit Teilen der aktivgesteuerten Ventile gelangt.

Letztlich erlaubt die Erfindung dadurch auch einen weitgehend durch aktive Ventile vollautomatisch gesteuerten Pumpvorgang, ohne dass auch durch die Einwirkung der Ventile eine unzulässig hohe Hämolyse hervorgerufen wird.

Die Beutel füllen und leeren sich einerseits ohne wesentlichen Gegendruck durch einfaches Aufnehmen bzw. Abfliessenlassen des Blutes. Andererseits kann aber die flexible Beutelform dazu genutzt werden, durch Anordnung innerhalb eines Gehäuses von ausserhalb des Beutels einen Druck oder einen Sog auf die Flüssigkeit innerhalb des Beutels auszuüben, und zwar wegen der hautartig-elastischen Beutelform in einer für das Blut maximal schonenden Form, beispielsweise in Form eines Gas- oder Flüssigkeitsdruckes, wobei durch Verwendung von Blutersatzstoff eine zusätzliche Sicherheit gegen Leckagen geschaffen wird.

Die Verbindungsleitungen und Beutelbehälter werden in fest miteinander verbundenem Zustand fertiggestellt, vorzugsweise sogar aus einem Stück hergestellt. Ein solcher einheitlich zusammengefügter Satz der Wandungen ist weitgehend zusammengefaltet und vollsterilisiert verpackt im Handel zu vertreiben. Derartige Pumpenwandungssätze können zudem bereits bei der Herstellung fertig mit Blutersatzstoff gefüllt sein, so dass vor ihrer Anwendung keinerlei Entlüftung mehr zu erfolgen braucht. Wegen des elastisch-nachgiebigen Materials können dabei die freien Innenquerschnitte volumenmässig so gering wie möglich gehalten werden, so dass bei Blut als Flüssigkeit die Menge an fremdem Blutserum minimal gehalten werden kann, wobei sich die Querschnitte erst bei Anschluss der Vorrichtung mit Blut auffüllen. Bei Beendigung des Fördervorgangs kann das im Wandungssystem enthaltene Blut weitgehend abgezogen und zurückgeführt werden.

Eine solche volumenmässige Ausnutzung des Wandungssystems erlaubt es, vergleichsweise grosslumige Strömungsverhältnisse innerhalb des erfindungsgemässen Fördersystems zu schaffen, ohne dass sich innerhalb der Vorrichtung ein grosses Flüssigkeitsvolumen befindet.

Das erfindungsgemässe Wandungssystem kann völlig unabhängig von den übrigen notwendigen Betätigungs- und Steuerungsapparaturen als Einweg- bzw. Wegwerfartikel hergestellt werden, der bei seiner Verwendung lediglich in die Apparaturen eingelegt wird.

Bei dem erfindungsgemässen elastisch-nachgiebigen Wandungssystem sind die für eine einwandfreie Förderführung notwendigen Ventile als aktive Ventile ausführbar, und zwar als von ausserhalb eines Wandungsquerschnitts, z. B. einer Verbindungsleitung. Die auf dem jeweiligen Strömungsquerschnitt unmittelbar einwirkenden Teile dieser Ventile besitzen eine derartige Form, dass sie in allen Ventilöffnungs- oder Schliessphasen innerhalb der Wandungen eine laminare Strömung aufrechterhalten, wobei die Ventile vorzugsweise ohnehin nur dann betätigt werden, wenn die Strömung zur Ruhe gekommen ist. Diese Teile sind also annähernd parabel- bis halbkreisförmig ausgebildet. Zusätzlich erfolgt der Öffnungs- und Schliessvorgang auch in seiner Bewegungsgeschwindigkeit in geregelter Form, so dass auch die für die Traumatisierung von Blut kritische Schubspannungsgrenze von 50 Nm^{-2} zu keinem Zeitpunkt überschritten wird.

Anstelle der Klemmventile kann in bevorzugter Ausführungsform in den Verbindungsschläuchen im elastisch-nachgiebigen Wandungssystem auch ein kurzes Schlauchstück mit einer nur hautartig dünnen Wandung (ähnlich den Beuteln) vorgesehen sein, um welches herum eine feste Kammer angeordnet werden kann, an welche Überdruck angelegt werden kann, welcher das kurze dünne Schlauchstück zusammendrückt und damit den Durchlass membranventilartig verschliesst. Bei Aufhebung des Drucks (z. B. Luftdrucks) wird der Durchlass durch den Innendruck innerhalb des Wandungssystems wieder automatisch freigegeben.

Zur automatischen Regelung bzw. Steuerung dieser nicht stossartig arbeitenden Ventile sind sowohl Füllstands-Messeinrichtungen als auch eine zentrale Steuereinheit vorgesehen. Mit dieser Steuereinheit ist es zusätzlich möglich, auf das Blut in den verschiedenen Förderphasen eine Pulsationsschwingung auszuüben. Diese Pulsationsschwingung kann auch in an den Kreislauf eines an die erfindungsgemässe Vorrichtung angeschlossenen lebenden Objekts rhythmisch angekoppelter Schwingung gesteuert sein, um den tatsächlichen Kreislauf bzw. die Herzarbeit zu unterstützen und zu stimulieren.

Bei einem zum Betrieb der erfindungsgemässen Vorrichtung anwendbaren Verfahren, welches nicht für die Therapie

am oder im menschlichen und tierischen Körper dient, wird eine Flüssigkeit in einen Behälter auf ein Druck-Höhenniveau unter ihrem Eintritts-Flüssigkeitsniveau abgelassen, sodann schubweise auf ein Druck-Höhenniveau oberhalb des ursprünglichen Flüssigkeitsdruckniveaus angehoben und von dort in ein auf einem niedrigeren Druck-Höhenniveau liegenden Behälter übergeleitet und von dort zu einem in Höhe des eintrittsseitigen Flüssigkeitsdruckniveaus liegenden Auslass abgelassen, wobei erfindungsgemäss die Flüssigkeit bei ihrem gesamten Durchlauf innerhalb mindestens weitgehend durchgehender elastisch-nachgiebiger Wandungen mit strömungsmässig weitestgehend laminar wirkender und mit der organisch-biologischen Flüssigkeit verträglicher, insbesondere auch blutverträglicher Oberfläche in sich abgeschlossen gehalten wird.

Die Erfindung ist nachstehend im Ausführungsbeispiel in Einzelheiten beschrieben. Es zeigt:

Fig. 1a und 1b eine schematische Darstellung einer grundlegenden Ausführungsform der erfindungsgemässen Vorrichtung, und zwar in zwei unterschiedlichen Arbeitsstellungen,

Fig. 2a, 2b und 2c vergrösserte Längsschnittdarstellungen der Behälter der in Fig. 1a und 1b gezeigten erfindungsgemässen Vorrichtung,

Fig. 3a und 3b schematische Schnittdarstellungen eines der in den Figuren 1a und 1b sowie 2a und 2c wiedergegebenen aktiven Ventile der erfindungsgemässen Vorrichtung, und zwar in zwei unterschiedlichen Arbeitsstellungen,

Fig. 4 eine um 90° um die Bewegungsachse gedrehte schematische Wiedergabe des aktiven Ventils etwa gemäss Arbeitsstellung aus Fig. 3a, und

Fig. 5a mit 5c eine Füllstands-Messeinrichtung für die Beutel gemäss z. B. Fig. 2a bis 2c mit Tastarmen und Lichtschranken-Signalabtastung in schematischer Sicht bei verschiedenen Füllständen sowie in schematischer Draufsicht- und Seitenansichts-Darstellung,

Fig. 6 eine schematische Darstellung einer im wesentlichen durch gesteuerte Verwendung eines Druckmediums arbeitende verbesserte Ausführungsform der Erfindung,

Fig. 7 eine praktische Ausführungsform der Erfindung, dargestellt im Längsschnitt, mit zusätzlichen Abwandlungen und

Fig. 8 eine in vergrösserter Form vereinfachte Ausführungsform einer Umpumpeinrichtung für die die Reservoir umgebende Flüssigkeit.

Das in den Fig. 1a und 1b beschriebene Ausführungsbeispiel stellt die Erfindung in ihren entscheidenden Grundsätzen dar, nach denen das Blut im gesamten Umwälzsystem auf schonendste Weise hydrodynamisch in praktisch laminarer Strömungsführung ohne Bildung von bluttraumatisch schädlichen Tot- und Stauströmungszonen geführt wird.

Die Rahmen-Apparatur zur Gewinnung der für den Fördervorgang unerlässlichen Druckdifferenz besteht gemäss Fig. 1 aus einem Gehäuse 3a für einen Flüssigkeit aufnehmenden Behälter, einem davon ausgehenden Verbindungsschlauch 5, einem daran anschliessenden Gehäuse 3b für eine die Flüssigkeit transportierende Einrichtung zur Ausübung eines Überdrucks 4 und einem, durch einen Verbindungsschlauch 11 mit diesem verbundenen Gehäuse 9 eines Behälters 10 zum gleichmässig-kontinuierlichen Austragen der umgewälzten Flüssigkeit. Das Blut wird auf der Eingangsseite mittels eines Abzugsschlauches 2 in die Vorrichtung 3 abgezogen und über einen angeschlossenen Zufuhrschlauch 12 dem Behälter 10 wieder zurückgeführt. Diese Vorrichtung 3 hat den zusätzlichen Vorteil, dass sie der Stabilisierung des Umlaufdrucks auch in Notfällen, beispielsweise einem kurzzeitigen Ausfall der Fördereinrichtung dient. Aus Sicherheitsgründen kann im Bereich dieses Reser-

voirs auch ein zusätzlicher Behälter mit Blutersatzstoff vorgesehen sein, welcher zugeschaltet wird, sobald das Reservoir droht leer zu werden.

Das Gehäuse 3b für das Transportgefäss 3c ist mittels einer Einrichtung 6 zur Ausübung eines Überdrucks auf die zu fördernde Flüssigkeit, beispielsweise an einer vertikalen Transportschiene 20 von einem Höhen- und damit Druckniveau (h_1) unterhalb des Abflussanschlusses 1b bis auf eine dem benötigten Eingangsdruck (z. B. 150–200 mm Hg) entsprechende Höhe (h_2) hochfahrbar, und zwar portions- bzw. schubweise, jeweils nach Füllung auf dem Stand der Höhe h_1 . Die Transportschiene 20 kann teleskopartig zusammensteckbar und/oder verlängerbar sein, und zwar beispielsweise gemäss einer Teleskopverbindung 20a bzw. einer Teleskopverlängerung 20b.

Auch die Gehäuse 3a der Behälter 3 und 9, sowie der Behälter 10 können auf vertikalen Verstellachsen 31 und 32 vertikal bewegbar sein.

Beim Fördervorgang gelangt das Blut aus einem Abflussanschluss über den Abzugsschlauch 2, in den eine Blutbehandlungseinrichtung 33, beispielsweise ein Oxygenator, eingeschaltet ist zum Behälter 3, welcher auf einer etwas unterhalb der Abzugsstelle (Höhe h_0) liegenden Höhe h_0' angeordnet ist. Sobald sich dieser mit Blut gefüllt hat, wird das Blut in die Vorrichtung 3c übergeleitet, welches auf ein gegenüber der Höhe h_0' noch tieferes Höhenniveau h_1 gefahren wird. Sobald die Vorrichtung 3c gefüllt ist, wird sie gemäss Fig. 1b auf eine ausreichend oberhalb des Objekts 1 befindliche Höhe h_2 hochgefahren und von dort in den gegenüber der Höhe h_2 etwas tiefer auf der Höhe h_3 angeordneten Behälter 10 umgefüllt, von dem es dann kontinuierlich über den Rückflussanschluss 1a in das Objekt 1 zurückgeleitet wird. Der Behälter 10 kann je nach Bedarf zwischen den Höhenstellungen h_3' und h_3'' verstellbar sein, und zwar auch — falls notwendig — in bestimmter pulsierender Bewegung. Eine ähnliche Verstellbarkeit kann der Behälter 3 besitzen. Die verschiedenen Stellungshöhen h ergeben entsprechende Druckhöhen.

In die Verbindungsschläuche 5 und 11 kann entsprechend ein Einlassventil 4 bzw. ein Auslassventil 13 eingeschaltet sein, um einen entsprechenden Rückfluss des Blutes in den verschiedenen Stellungen des Transportgefässes 3c zu vermeiden. Für die beschriebene Fördervorrichtung könnte es ausreichen, den Behälter 3 und/oder den Behälter 10 fortzulassen, doch lässt sich damit ein kontinuierlicher und verstärkter Fördervorgang erreichen.

In dieser Vorrichtung wird das Blut in einem allseitig geschlossenen und praktisch durchgehenden System elastisch-nachgiebiger Wandungen geführt, welches einerseits aus den Verbindungsschläuchen 5 und 11 sowie dem Eingangs-Abzugsschlauch 2 und dem Zufuhrschlauch 12 besteht, deren elastische Nachgiebigkeit zwar ein Zusammendrücken ihres Querschnitts durch äussere Druckanwendung erlaubt und die auch auf Druckstösse innerhalb des Blutes noch begrenzt nachgiebig reagieren, die jedoch bei den Transportbewegungen der Vorrichtung weder einknicken noch sich in ihrem Querschnitt bei den gegebenen Unterdruckeinflüssen innerhalb des Blutes nicht einschnüren. Auf diese Weise wird eine optimal laminare Strömung des Blutes mit einer geringstmöglichen bluttraumatisierenden Wirkung erreicht. Zur Vermeidung einer Oberflächenreibung sind diese beispielsweise aus Latex oder Kunststoff bestehenden Schläuche mit silikafreiem Silikon oder glattflächigem Polyurethan ausgekleidet.

Andererseits ist die elastische Nachgiebigkeit des Behälters 3 und des Behälters 10 sowie des Transportbehälters 3c in Form von Kunststoffbeuteln gegeben, welche wegen ihrer geringen bzw. nachgiebigen Wandstärke eine laminare Strö-

mung gewährleisten und zugleich bei den entsprechenden Füll- und Leerungsvorgängen ihr Volumen ohne wesentlichen Eigenwiderstand erweitern bzw. durch Zusammenfallen (z. B. Fig. 5a) auf praktisch Null verringern können.

Als optimal hat sich erwiesen, dass diese Kunststoffbeutel eine gewisse Dickwandigkeit besitzen können und auf diese Weise z. B. auch bei Faltenbildung laminare Strömungen gewährleisten. Als Material für Leitungen und Beutel hat sich Polyacrylamid oder silikatfreies bzw. füllfreies Silikon als bisher am besten blutverträglich erwiesen.

Diese Ausbildung und die Anordnung der Kunststoffbeutel ist in den Fig. 2a bis 2c wiedergegeben. Innerhalb des Gehäuses 3a des Behälters 3 (Fig. 2a) befindet sich der Kunststoffbeutel 7a, der eingangsseitig mit dem Abzugsschlauch 2 und ausgangsseitig fest mit dem Verbindungsschlauch 5 verbunden ist.

Das Gehäuse 3a umgibt den Kunststoffbeutel in einer Weise, dass innerhalb des Gehäuses über einen Leitungsanschluss 16 ein Unterdruck oder ein Überdruck im Innenraum 15 ausgeübt werden kann, durch welche die Füll- und die Leerbewegungen unterstützt werden. Andererseits ist der Kunststoffbeutel auch auf einfachste Weise in das Gehäuse 3a einlegbar, und zwar z. B. in Form eines zweigeteilten, aufklappbaren Gehäuses. Dabei können die Schlauchdurchführungen 14 auch aus einem einzigen Durchlass bestehen, wenn die Schläuche 2 und 5 noch kurz vor dem Gehäuse 3a zusammengeführt sind.

Ganz analog kann der Kunststoffbeutel 7c mit Innenraumanschluss 15 des Transportbehälters 3c und der Behälter 10 mit Gehäuse 9, Kunststoffbeutel 8 und Innenraumanschluss 17 aufgebaut sein, nur jeweils mit anderen Anschlüssen, d. h. den Verbindungsschläuchen 5 und 11, bzw. dem Verbindungsschlauch 11 und dem arteriellen Zufuhrschlauch 12, verbunden.

Bei alleiniger Höhendruck-Arbeitsweise gemäss Fig. 1a und 1b dienen die Leitungsanschlüsse 16, 16a und 17 lediglich als Druckausgleich zur Atmosphäre. Über diese Anschlüsse kann jedoch ebenso gut durch Einwirkung genau geregelter bzw. gesteuerter Überdruck- und Unterdruckeinwirkung der Fördervorgang allein bewirkt werden, so dass der räumliche Aufwand einer der Transportschiene vermieden werden kann. In diesem Fall könnte auch das gesamte Innenvolumen innerhalb der Schläuche reduziert und die Vorrichtung raumsparender ausgeführt sein.

Innerhalb der Gehäuse 3a, 3b und 9 kann eine Vorrichtung zum Erwärmen des Blutes vorgesehen sein. Eine solche Erwärmung könnte auch durch Erwärmung des Innenräume 15 ausfüllenden Mediums (Luft oder Wasser) erfolgen.

Die aktiv gesteuerten Ventile, das Einlassventil 4 und das Auslassventil 13 (siehe auch Fig. 2a und 2c) sind gemäss den Fig. 3a, 3b und 4 als von aussen auf die Schlauchwandungen wirkende Klemm-Ventile ausgebildet. Sie bestehen im wesentlichen aus einem Rahmen 21, einem Stellmotor- bzw. Relaisantrieb 25, einem auf einer Welle 24 sitzenden Exzenter und der eigentlichen Klemmeinrichtung 22. Der abzuklemmende Verbindungsschlauch 5 bzw. 21 ist mittels einer klappbaren Teils 26 des Rahmens 21 in eine verschliessbare Öffnung 26a einlegbar. Die eigentliche, den Schlauch von aussen abklemmende Seite der Klemmeinrichtung 21 besitzt eine beispielsweise etwa parabolisch-halbrunde Klemmkontur 22a, welche im Innenquerschnitt des Schlauchs auch beim Öffnungs- oder Schliessvorgang eine möglichst laminare Querschnittsveränderung gewährleistet. Auch die Geschwindigkeit des Abklemmvorgangs ist durch die Geschwindigkeit des Stellmotors und der Charakteristik des Exzenters 23 optimal auf eine blutschonende Wirkung abgestimmt. In anderer Ausführungsform kann das Klemmventil

auch auf andere Weise, beispielsweise hydraulisch oder pneumatisch, betätigt werden.

Die für eine automatische Arbeitsweise notwendige Füllstandsmessung innerhalb der Reservoirs bzw. des Transportgefässes kann durch Füllstandsmesser (siehe z. B. Fig. 2b und 5a, Vollzustand = 18, Leerzustand = 19) über Fühler 27 erfolgen, deren Arme 27a den Füllungsgrad des Kunststoffbeutels 7b abtasten und – gehalten auf einer Schwenkachse 27c sowie an einem Rahmen 27b – über die Bewegung einer Blende 29 zwischen einer Lichtquelle 30 und einem Photosensor 28 ein entsprechendes elektrisches Signal verursachen, das zur vollautomatischen Regelung des Verfahrens und der Vorrichtung heranziehbar ist.

Alternativ kann der Füllstand – insbesondere vor allem bei Durchführung des Fördervorgangs durch rhythmisches Füllen und Leeren der Innenräume 15 mit Luft oder Wasser (z. B. mit Blutersatzflüssigkeit) – mittels Messung des jeweils verdrängten Druckmedien-Volumens gemessen werden.

Ein erfindungsgemässer Satz an Verbindungsschläuchen und Behältern, d. h. bestehend aus Abzugsschlauch 2, den Verbindungsschläuchen 5 und 11, den Beuteln 7a, 7b und 8 sowie dem Zufuhrschlauch 12, kann entweder aus einem Stück gefertigt, oder aber an einem fest miteinander verbundenen Gebilde als ein nur einmal verwendbarer Massenartikel hergestellt werden, der bei seinem Einsatz völlig steril in die übrige Vorrichtung einlegbar ist. Ein solcher Satz kann auch bereits in einem bereits vorher mit Blutserum gefüllten – und damit zuverlässig entlüfteten Zustand zum Gebrauch bereitgestellt werden, wobei das Innenvolumen durch Zusammendrücken auf das geringstmögliche Mass reduziert gehalten werden kann.

Die Übertragung einer den Fördervorgang unterstützen den leichten Überdruck- oder Sog-Einwirkung auf die im Wandungssystem enthaltene Blutmenge kann entweder durch entsprechende Höheneinstellung oder durch Einwirkung von Aussendruck innerhalb der Gehäuseinnenräume 15 erfolgen. Dasselbe gilt für eine günstige Pulsationswirkung.

Im übrigen kann die erfindungsgemässe Vorrichtung vollständig automatisch geregelt werden, wobei auch zusätzliche Ist-Druckmessungen zur Kontrolle und Regelung des Fördervorgangs herangezogen werden können.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung ist für jede Art der extracorporalen Blutbehandlung geeignet, z. B. für einen Blut-Dialysator oder einen Oxygenator, aber auch in anderer Abwandlung, beispielsweise als Pumpe zur Absaugung von Blut.

In Fig. 6 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt, welche einerseits von den äusseren Abmessungen her kompakter bzw. raumsparend ist und andererseits kürzere Verbindungswege und damit ein geringeres externes Blutvolumen benötigt. In der damit vorliegenden kompakteren Form ist auch eine gleichmässige Temperaturregulierung des geförderten Blutes erleichtert. Die in Fig. 6 rein funktionell dargestellte Ausführungsform kann in der praktischen Form in einem geschlossenen, wärmeisolierten Gehäuse (nicht dargestellt) mit eng aneinander angeordneten Behältern ausgeführt sein, wobei das Einlegen des vorzugsweise aus einem Stück bestehenden elastisch-nachgiebigen Gebildes aus Verbindungsleitungen und Beuteln von einer Seite oder von oberhalb des Gehäuses in die dafür vorgesehenen Räume für die beutelförmigen Säcke, die den Beuteln 7a, 7b und 8 ähnlich sind, und Durchgangs-Öffnungen oder Schlitze für die Verbindungsleitungen auf einfache Weise erfolgen kann.

Im einzelnen wird das Blut durch den Abzugsschlauch 62 in den aus einem elastisch-nachgiebigen beutelförmigen Sack 67 bestehenden Eingangsbehälter 63 abgelassen, und zwar

vorzugsweise allein durch die Schwerkraftwirkung, welche für die organisch-biologische Flüssigkeit, z. B. auch für Blut, am schonendsten wirkt.

Nach dem Ansammeln eines gewissen Blutvolumens wird das Blut über eine Verbindungsleitung 65 in eine Transporteinrichtung 68 überführt, welche ein abgeschlossenes Gehäuse 69 und einen darin angeordneten elastisch-nachgiebigen Sackbehälter 70 als Arbeitsbehälter 71 zum Transport der Flüssigkeit sowie eine über einen Anschluss 72 angeschlossene Pumpe 73, welche aus einem in einem Zylinder 75 geführten Kolben 74 aufgebaut ist, aufweist.

Die Leitungsdurchlässe 64 für die Verbindungsleitung 65 und 66 für die weitere Verbindungsleitung 61 des Sackbehälters 70 sind flüssigkeitsdicht, so dass das um diesen herum befindliche Innenvolumen des Gehäuses 69 mit einer Flüssigkeit gefüllt werden kann, welche durch entsprechende Betätigung des Kolbens 74 über den Anschluss 72 in den Innenraum des Zylinders 75 abgesogen bzw. aus diesen in das Innenvolumen des Gehäuses 69 hineingedrückt werden kann. Als Flüssigkeit kann eine physiologische bzw. isotonische Kochsalzlösung verwendet werden, welche das Blut auch bei etwaiger Beschädigung der Sackwandung nicht gefährden kann.

Der Einlauf in den Sackbehälter 70 und der Auslass aus diesem Behälter ist mit Ventilen 4 bzw. 13 der in den Fig. 3a bis 4 beschriebenen Art versehen, welche die Verbindungsleitungen 61 und 65 gesteuert freigeben bzw. verschliessen.

Zur Steuerung der Temperatur des Blutes kann eine Wärmeeinrichtung 76 vorgesehen sein.

Nachdem sich der Eingangsbehälter 63 (welcher in einem oben offenen Halterungsbehälter gelagert sein kann; nicht dargestellt) gefüllt hat, wird die Flüssigkeit oder das Blut nach Öffnen des Ventils 4 und bei geschlossenem Ventil 13 durch Absaugen der Flüssigkeit in den Zylinder 75 und dem dabei gebildeten Unterdruck im Gehäuse 69 in den Sackbehälter 70 gesaugt und das Ventil 4 verschlossen, damit der Eingangsbehälter 63 neu volllaufen kann.

An die Verbindungsleitung 61 schliesst sich der Ausgangsbehälter 77 mit einem entsprechenden beutelförmigen Sack 80 innerhalb eines Gehäuses 79 und mit Leitungsdurchlässen 78 sowie gegebenenfalls einer Wärmeeinrichtung 81 an. Das Innenvolumen dieses beutelförmigen Sackes 80 ist ebenfalls mit einer Flüssigkeit gefüllt, z. B. physiologische Kochsalzlösung, und über einen Anschlussstutzen 83 mit einer z. B. als Windkessel ausgeführten Gasfeder 84 verbunden, deren Gasinhalt (z. B. Luft) durch eine flexible Membran oder in Form eines gefüllten Beutels von einem direkten Kontakt mit der Flüssigkeit abgehalten wird.

Zum Weitertransport des Blutes aus dem Arbeitsbehälter 71 in den Ausgangsbehälter 77 wird – bei geschlossenem Ventil 4 – das Ventil 13 geöffnet und die Flüssigkeit aus dem Zylinder 75 in den Innenraum des Gehäuses 69 gedrückt. Damit wird das Blut gegen den leichten Druck der Gasfeder 84 über die Verbindungsleitung 61 in den beutelförmigen Sack 80 des Ausgangsbehälters 77 gedrückt, indem es die im Gehäuse 79 befindliche Flüssigkeit in den Windkessel 84 verdrängt. Die selbststeuernde Gasfeder 84 gewährleistet, dass auf jeden Fall ein ausreichender Druck gegeben ist.

Vom Ausgangsbehälter 77 führt dann der Zufuhrschlauch bzw. eine Zufuhrleitung 82 zum Ausgangsort zurück.

Es ist zu bemerken, dass auch bei diesem Ausführungsbeispiel die Ventile 4 und 13 immer nur dann geschlossen bzw. betätigt werden, wenn der Blutstrom beim Umstellvorgang zum Stillstand gekommen ist.

Durch das geringere Blutfüllungsvolumen dieser Ausführung lässt sich auch die Menge an physiologischer Plasmaersatzlösung («Blutersatzstoff») reduzieren, mit der das Ge-

bilde aus Verbindungen und Beuteln unabhängig von der Betätigungs- und Steuerapparatur in luftfreier und sterilisierter Form vor dem Gebrauch gefüllt war.

In Fig. 6 sind ferner Messgeräte 85 und 86 zur Mengemessung der Blut- bzw. Flüssigkeitsdurchsatzmenge am Einlass und Auslass der Fördereinrichtung vorgesehen, deren Mess-Signale von einer Zentraleinheit zur Überwachung und Einhaltung einer gleichmässigen Durchflussbilanz verwertet werden.

Gemäss Fig. 7 ist die erfindungsgemässe Förderpumpe als ein Ausführungsbeispiel in räumlich kompakter Ausführung innerhalb eines wärmeisolierenden Gehäuses 92 dargestellt.

Dieses Gehäuse 92 umgibt sowohl den Eingangsbehälter 63, den Arbeitsbehälter 71 und den Ausgangsbehälter 63 als auch die Gasfeder 84 und die Pumpeinrichtung 73 in einem geschlossenen Gehäuse, wobei die Funktionen der Gasfeder 84 über ihren Anschlussstutzen 83 als einfachen Durchlass und der Pumpeinrichtung 73 mit ihrem Anschluss 72 ebenfalls als Durchlass durch abtrennende Zwischenwände 94 integriert sind.

Dabei kann der beutelförmige Sack 80 und der Arbeitsbehälter 71 durch geeignete Anordnung innerhalb des Gehäuses 92 in der Flüssigkeit schwimmen bzw. schweben, d. h. von der Flüssigkeit allseitig umgeben sein. Die Beutel können aber auch am Boden aufliegend angeordnet sein (wie z. B. Beutel 67 in Fig. 7) und sich bei Füllung mit Blut hochwölben, wobei sich die Flüssigkeit oberhalb der beutelförmigen Säcke befindet. Die Sackbehälter können aber auch als randseitig an den Zwischenwänden 94 befestigte Membranen ausgebildet sein, die sich je nach Druckverhältnissen in jeweils eine der von ihr gebildeten Hälften der Kammern ausdehnen können. Dabei bereitet aber die Sterilisation der einzelnen Kammern Schwierigkeiten.

Die Pumpeinrichtung 73 weist eine elektronisch gesteuerte Gas-(Luft-)Pumpe auf, welche einen flexiblen Beutel 73a innerhalb eines Raumes 98 elektronisch gesteuert und intermittierend im Pumptakt aufbläst, wodurch durch den Anschluss 72 die Flüssigkeit den Sackbehälter 70 zusammendrückt. Fig. 8 zeigt den etwa zu Beginn dieses Arbeitstaktes bestehenden Zustand. Dabei dehnt sich der beutelförmige Sack 80 gegen den Druck der Gasfeder 84 aus. Die Querwände 94a brauchen nur als siebartige Abstützung zu bestehen, wozu die Wärmeeinrichtungen 81 und 76 dienen können.

Gemäss Fig. 8m kann die Flüssigkeit um die Gasfeder 84 herum von einer Pulsationseinrichtung 87 in Schwingungen versetzt werden.

Statt der Pulsationseinrichtung 87 (z. B. Kolben/Zylinder oder Membran) kann aber auch durch einen geeigneten Anschluss die Gasfeder 84 selbst in taktmässig pulsierende Schwingungen versetzt werden. Für die Steuerung der Pulsation kann (wie zusätzlich in Fig. 8 eingezeichnet) auch in der Zufuhrleitung 82 ein weiteres Ventil 60 vorgesehen sein, welches wie die Ventile 4 und 13 aufgebaut sind.

In der Ausführungsform gemäss Fig. 8 kann zunächst ein den sack- oder beutelförmigen Eingangsbehälter 67 tragender Zwischendeckel 99 vom Gehäuse 92 abgehoben und können dann der beutelförmige Arbeitsbehälter 71 und der Ausgangsbehälter 77 eingelegt werden. Nach dem Füllen des Gehäuses 92 mit Flüssigkeit wird der Zwischendeckel 99 in der Dichtungsebene 90 fest und flüssigkeitsdicht angebracht und der Eingangsbehälter 67 innerhalb des mit einem Scharnier 89 befestigten Deckels 88 angeordnet, welcher sich innerhalb des Deckels 88 zwangsfrei ausdehnen bzw. darin zusammenfallen kann.

Von besonderem Vorteil ist es, die Gasfeder 84 und die Pumpeinrichtung 73 in der Ausführungsform gemäss Fig. 7

durch eine in der Zwischenwand 94 angeordnete Umpumpeinrichtung 93 zu ersetzen. Diese kann – gemäss Fig. 8 – im einfachsten Fall einen Zylinder 95 mit Kolben 96 und angetriebenen Kolbenstangen 97 aufweisen, wodurch die Flüssigkeit im gesteuerten Arbeitstakt entweder auf die Seite des Arbeitsbehälters 71 oder auf die Seite des beutelförmigen Ausgangsbehälters 77 gedrückt wird.

Statt einer Kolben-Zylinder-Pumpeinrichtung kann aber in besonders vorteilhafter Weise auch eine taktmässig in beide Richtungen umsteuerbare Umwälzpumpe verwendet wer-

den. Eine volumenkonstante Pumpe gewährleistet dabei noch zusätzlich eine genaue Kontrolle des umgewälzten Volumens.

Der genannten Umpumpeinrichtung 93 kann die zusätzlich gewünschte Pulsationsbewegung überlagert werden. Wenn die Umpumpeinrichtung 93 einen schnelleren Arbeitstakt erlaubt, kann zumindest der Arbeitsbehälter 71 im Verhältnis zu den anderen Reservoirien verkleinert werden, wobei allerdings das Ventil 60 vorteilhafterweise druckabhängig gesteuert in die Pumpregelung einbezogen werden kann.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

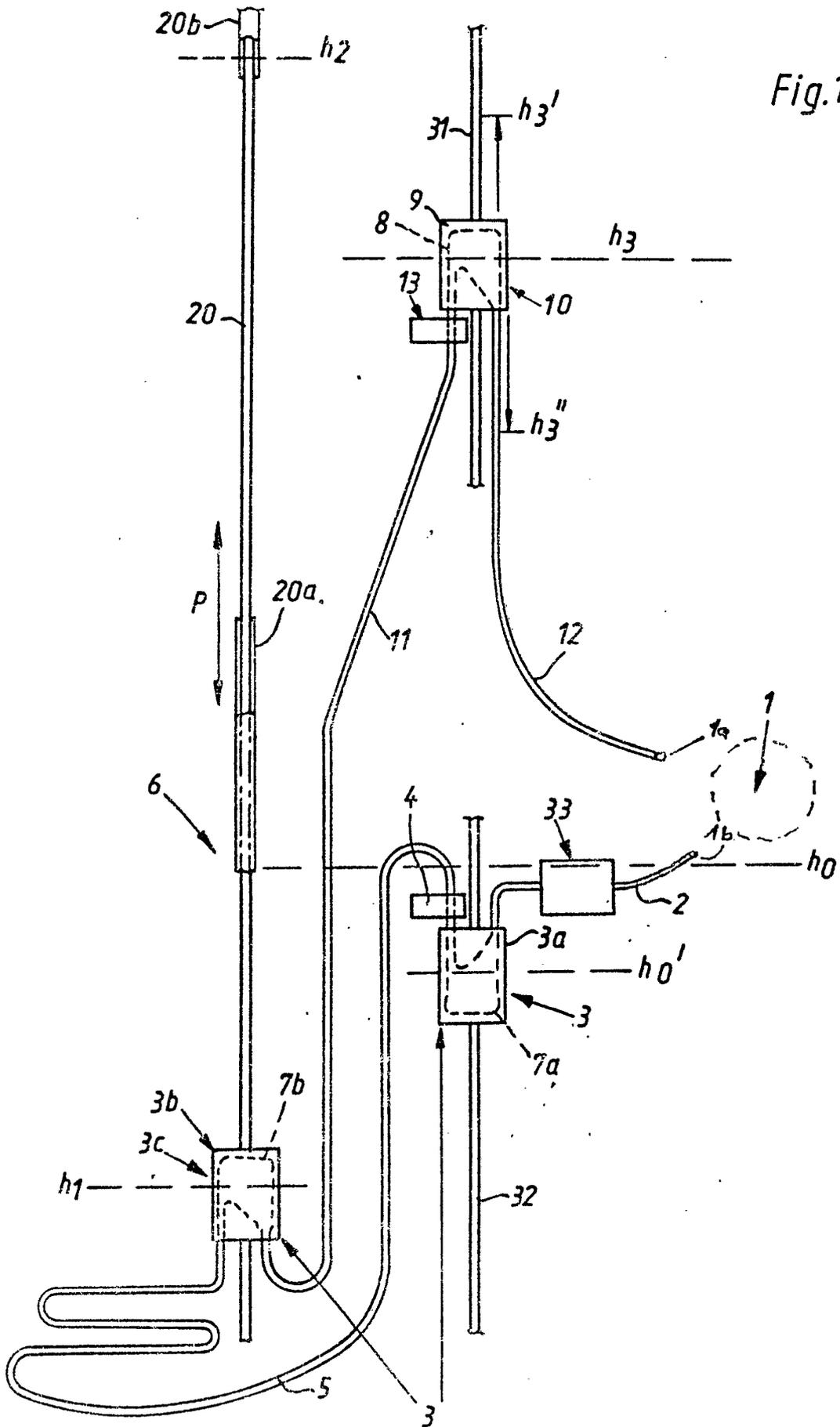


Fig. 1a

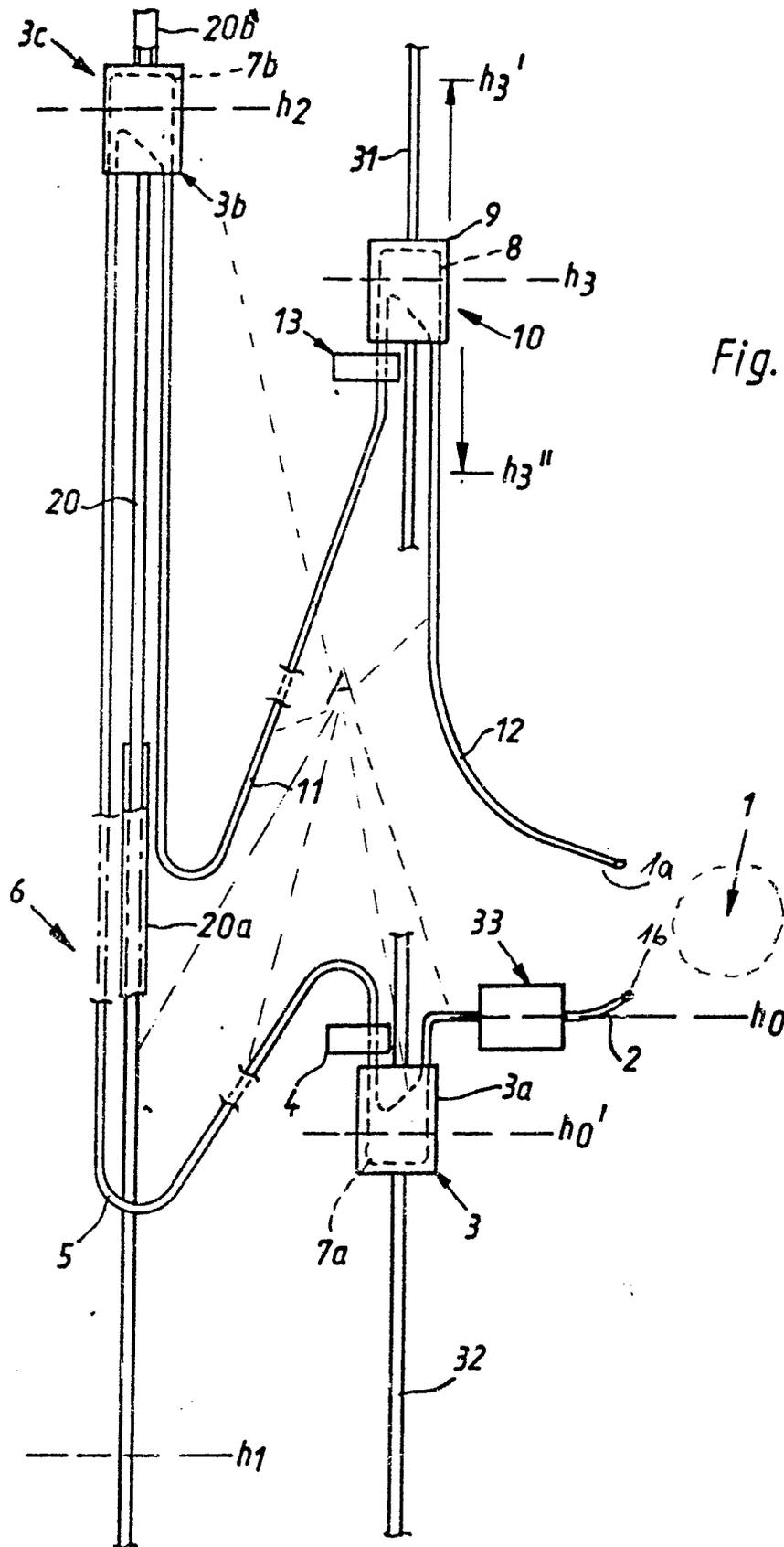
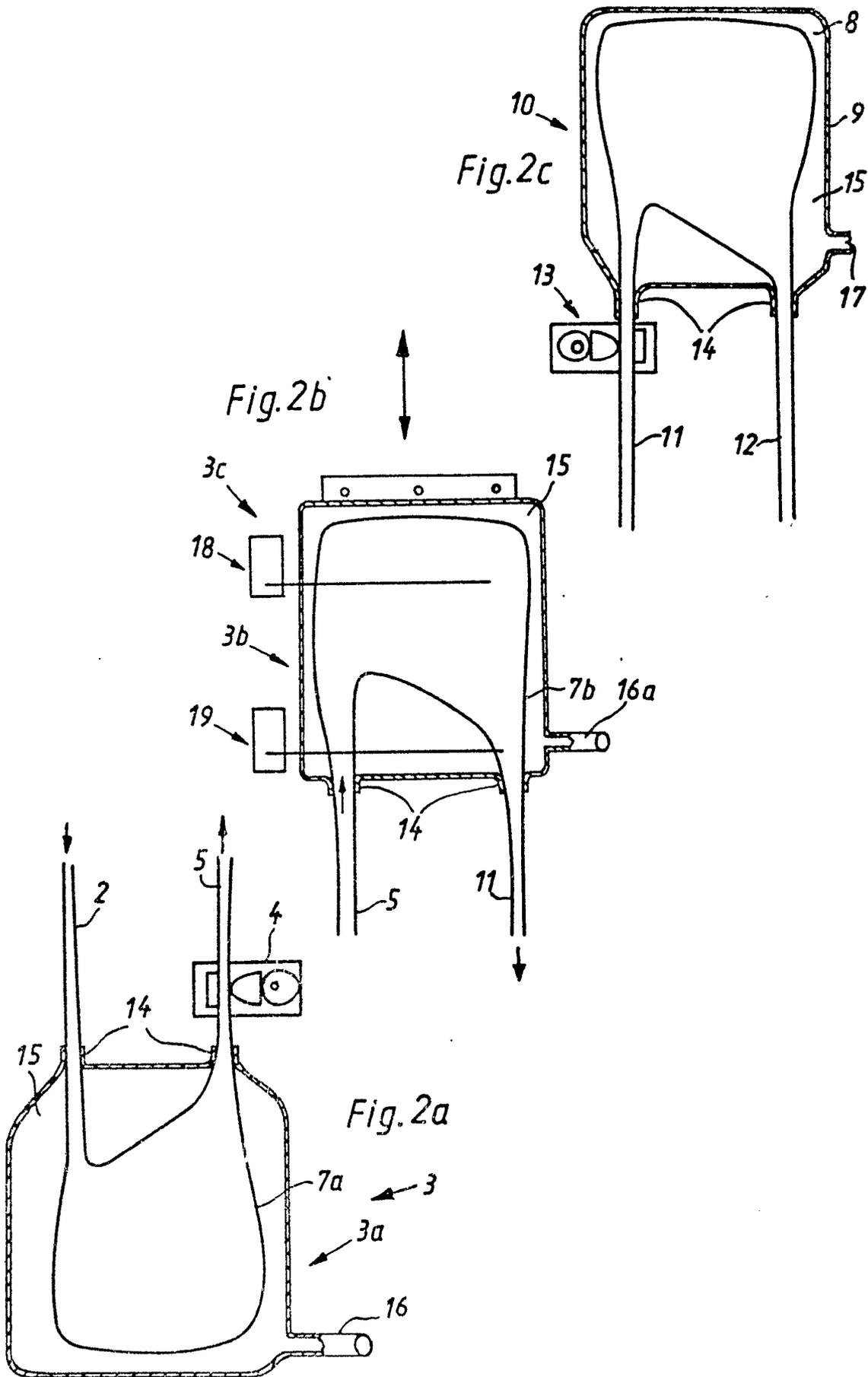
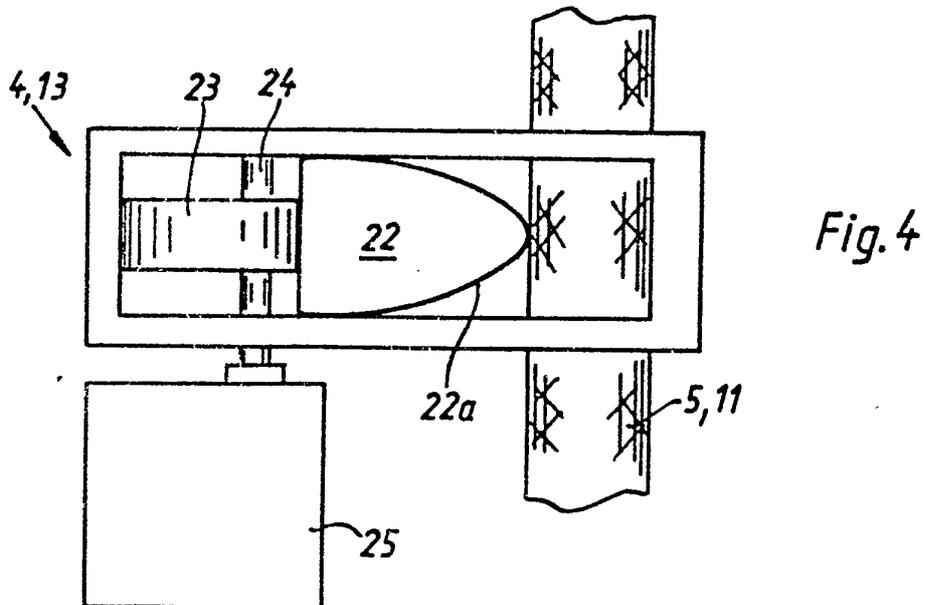
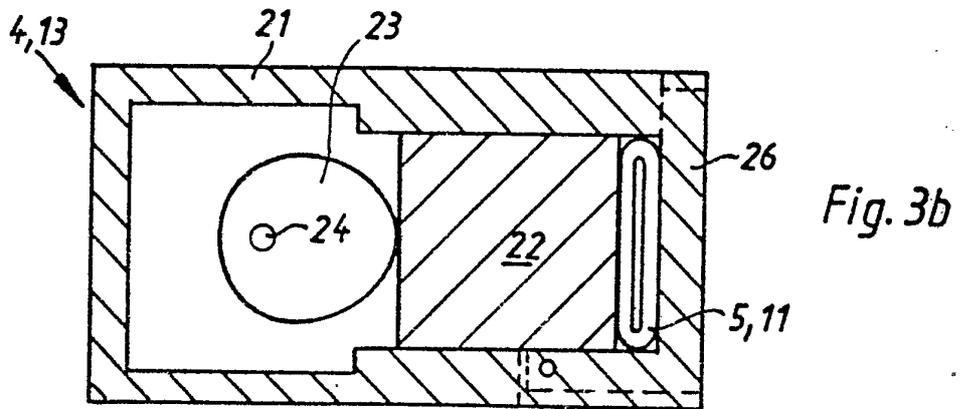
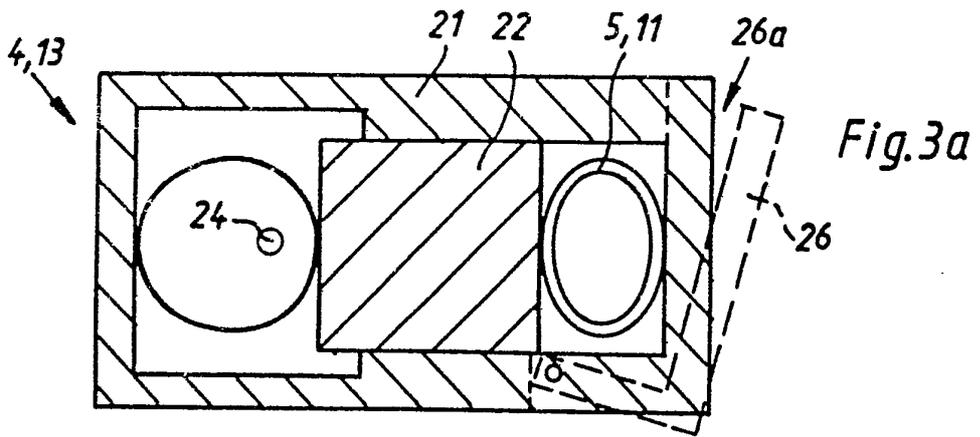
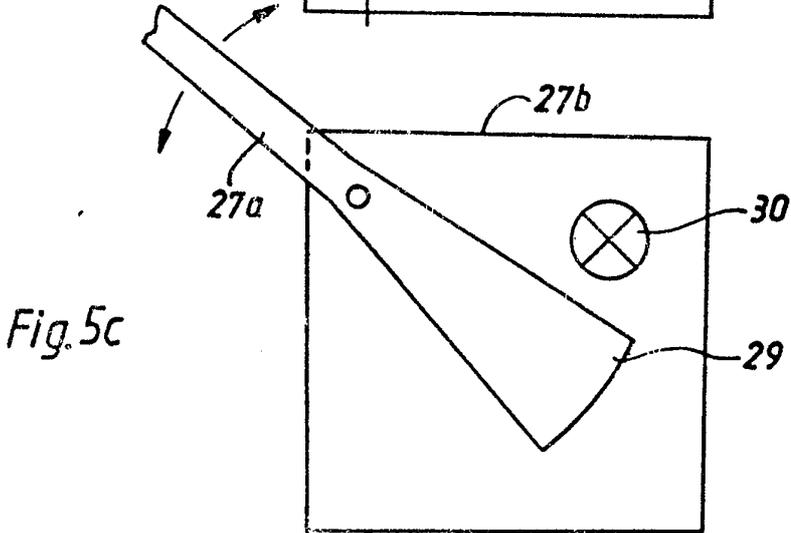
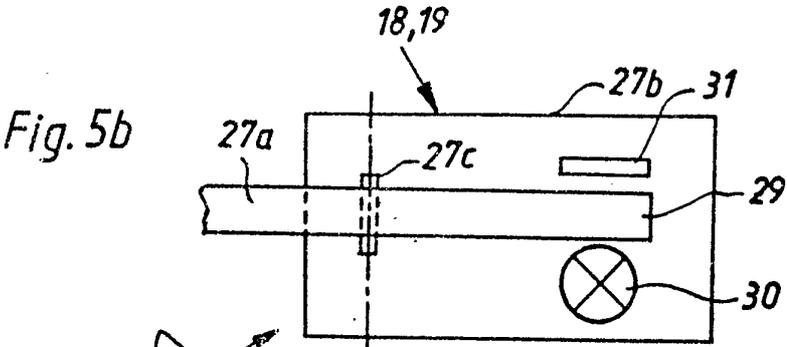
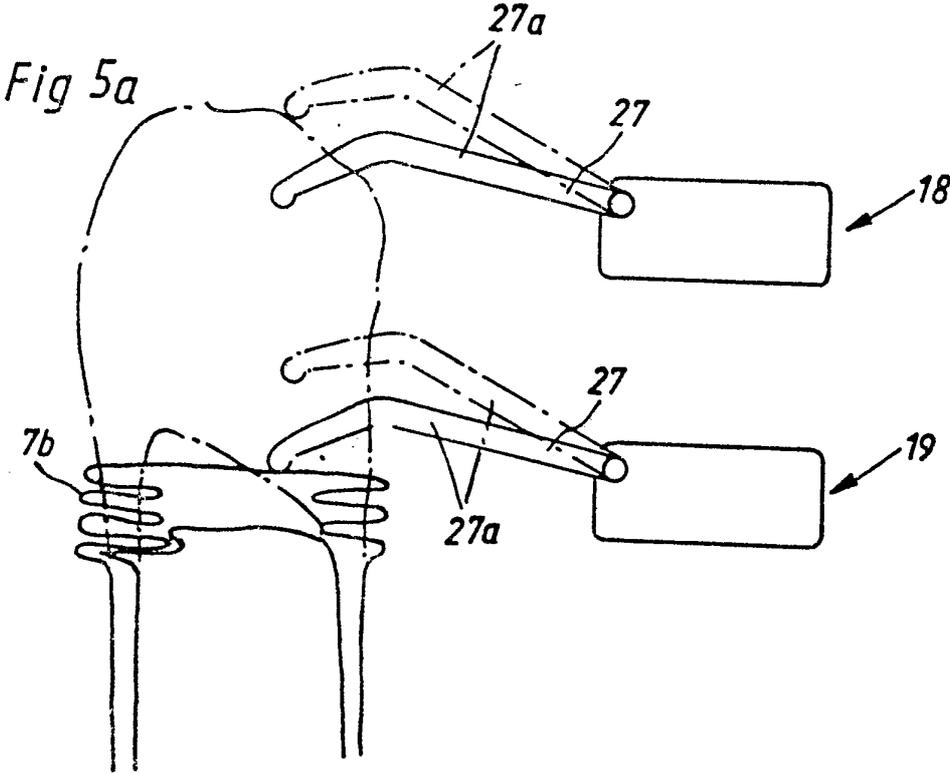


Fig. 1b







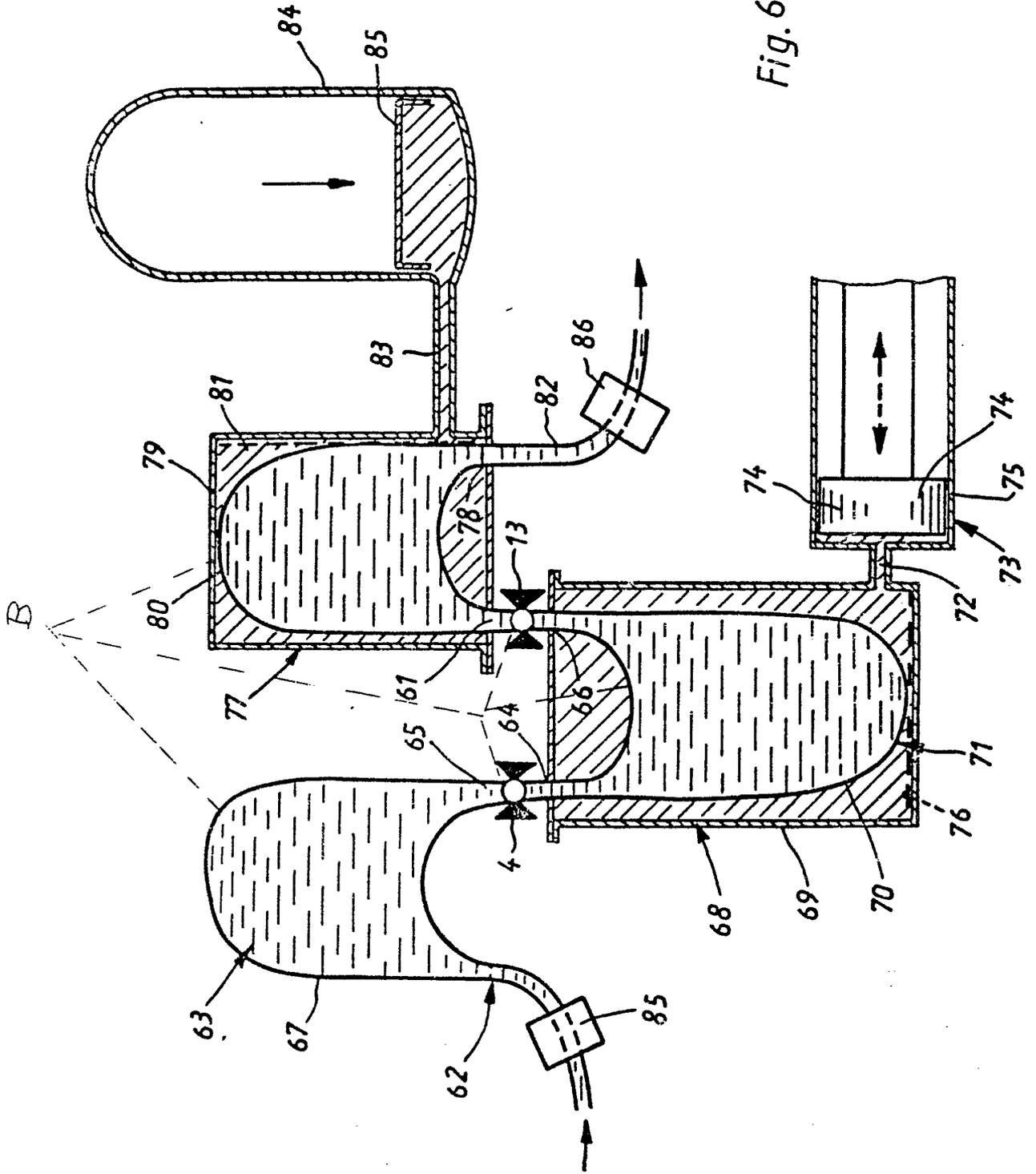


Fig. 6

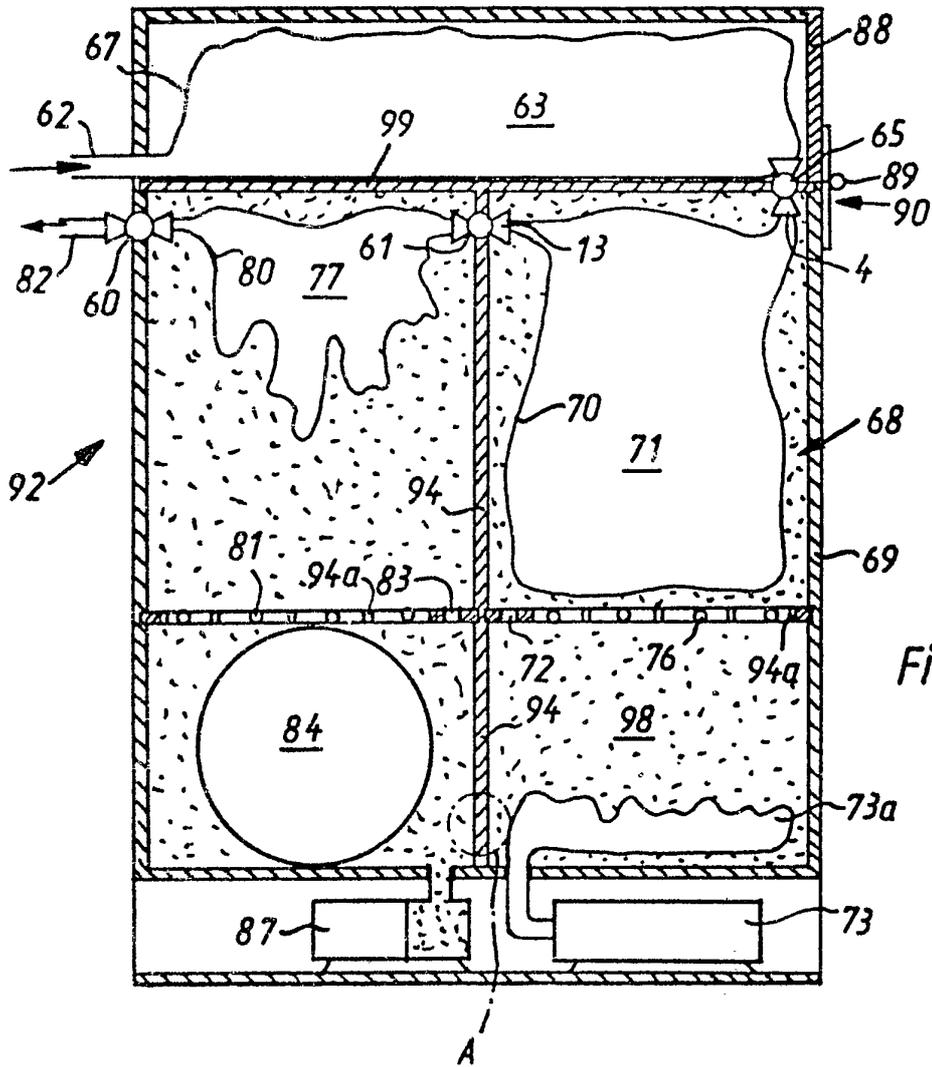


Fig. 7

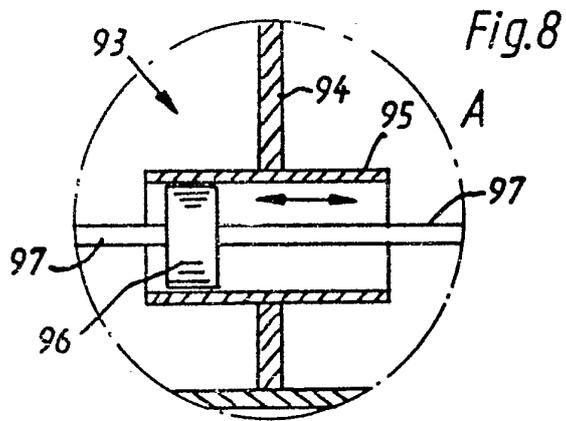


Fig. 8