

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges
Eigentum

Internationales Büro

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum
18. Oktober 2012 (18.10.2012)



(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/139764 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61M 1/16 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2012/001593

(22) Internationales Anmeldedatum:
12. April 2012 (12.04.2012)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2011 016 869.9

13. April 2011 (13.04.2011) DE
61/474,770 13. April 2011 (13.04.2011) US

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **FRESENIUS MEDICAL CARE
DEUTSCHLAND GMBH** [DE/DE]; Else-Kröner-Straße
1, 61352 Bad Homburg v.d.H. (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **KREBER, Stefan**
[DE/DE]; Eifelstrasse 20, 66113 Saarbrücken (DE).
WEISS, Manfred [DE/DE]; Ringstrasse 7, 66606 St.
Wendel (DE).

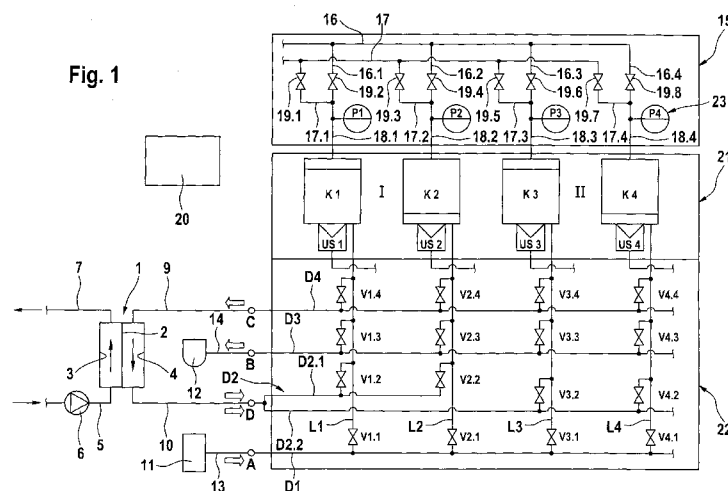
(74) Anwalt: **OPPERMANN, Frank**; John-F.-Kennedy-
Strasse 4, 65189 Wiesbaden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,
AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW,
SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM,
TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR CONVEYING A LIQUID TO A FILTER UNIT OF A MEDICAL TREATMENT
DEVICE

(54) Bezeichnung : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUM FÖRDERN VON EINER FLÜSSIGKEIT ZU EINER
FILTEREINHEIT EINER MEDIZINISCHEN BEHANDLUNGSVORRICHTUNG



(57) Abstract: The invention relates to a device and method for conveying a liquid to a filter unit of a medical treatment device, in particular for conveying a dialysis liquid to a treatment unit, in particular a dialyzer or a filter of an extracorporeal blood treatment device. The device according to the invention comprises a balancing unit (I) and a recirculation unit (II) which comprises one or more chambers (K3), (K4). The recirculation unit (II) is designed in such a manner that a recirculation circuit including the filter unit (1) is formed, wherein, independently of the flow of liquid into the balancing unit (I) and out of the balancing unit, liquid flows into the filter unit (1) and out of the filter unit. Using the balancing unit, it is possible to continuously feed fresh liquid, in particular dialysis liquid, to the recirculation circuit, or to remove used liquid, in particular dialysis liquid, from the recirculation circuit. In the process, fresh or used dialysis fluid can be fed or removed at a different flow rate than the flow rate at which the liquid circulates in the recirculation circuit via the filter unit. The recirculation circuit also enables the maintenance of a continuous liquid flow through the dialyzer or the filter, even if the liquid flow via the balancing unit is discontinuous.

(57) Zusammenfassung:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



WO 2012/139764 A1



(84) **Bestimmungsstaaten** (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,

RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Fördern von einer Flüssigkeit zu einer Filtereinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere zum Fördern von einer Dialysierflüssigkeit zu einer Behandlungseinheit, insbesondere einen Dialysator oder Filter einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung. Die erfindungsgemäße Vorrichtung verfügt über eine Bilanziereinheit (I) und eine Rezirkulationseinheit (II), die eine oder mehrere Kammern (K3), (K4) aufweist. Die Rezirkulationseinheit (II) ist derart ausgebildet, dass ein die Filtereinheit (1) einschließende Rezirkulationskreislauf geschaffen wird, in dem unabhängig von der Flüssigkeitsströmung in die Bilanziereinheit (I) und aus der Bilanziereinheit Flüssigkeit in die Filtereinheit (1) strömt und aus der Filtereinheit strömt. Mit der Bilanziereinheit ist es möglich, dem Rezirkulationskreislauf kontinuierlich frische Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, zuzuführen bzw. verbrauchte Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, aus dem Rezirkulationskreislauf abzuführen. Dabei kann die Zu- und Abfuhr von frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit mit einer anderen Flussrate erfolgen, als mit der Flussrate, mit der die Flüssigkeit in dem Rezirkulationskreislauf über die Filtereinheit zirkuliert. Der Rezirkulationskreislauf erlaubt auch die Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Flüssigkeitsflusses durch den Dialysator oder Filter selbst dann, wenn der Flüssigkeitsfluss über die Bilanziereinheit diskontinuierlich sein sollte.

Vorrichtung und Verfahren zum Fördern von einer Flüssigkeit
zu einer Filtereinheit einer medizinischen
Behandlungsvorrichtung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Fördern von einer Flüssigkeit zu einer Filtereinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere zum Fördern von einer Dialysierflüssigkeit zu einer Behandlungseinheit, insbesondere einen Dialysator oder Filter einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung. Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine extrakorporale Blutbehandlungsvorrichtung, die über eine Vorrichtung zum Fördern von Dialysierflüssigkeit zu einer Blutbehandlungseinheit, insbesondere einen Dialysator oder Filter, verfügt.

Es sind verschiedene Arten von Behandlungsvorrichtungen bekannt, die über eine mit einer Flüssigkeit zu versorgende Behandlungseinheit verfügen. Zu den bekannten Behandlungsvorrichtungen gehören beispielsweise die Blutbehandlungsvorrichtungen. Während der Blutbehandlung strömt das Blut des Patienten in einem extrakorporalen Blutkreislauf durch die Blutbehandlungseinheit. Bei den Vorrichtungen zur Hämodialyse, Hämofiltration und Hämodiafiltration ist die Blutbehandlungseinheit ein Dialysator oder Filter, der durch eine semipermeable Membran in eine Blutkammer und eine Dialysierflüssigkeitskammer getrennt ist. Während der Dialysebehandlung strömt das Blut in einem extrakorporalen Blutkreislauf durch die Blutkammer, während die Dialysierflüssigkeit in einem Dialysierflüssigkeitskreislauf durch die Dialysierflüssigkeitskammer des Dialysators strömt.

Wegen der großen Austauschmengen besteht bei den bekannten Verfahren und Vorrichtungen zur Blutbehandlung die Notwendigkeit einer exakten Bilanzierung der dem Patienten entzogenen Flüssigkeit und der dem Patienten zugeführten Flüssigkeit über die gesamte Behandlungszeit. Zum Stand der Technik gehören gravimetrische und volumetrische Bilanziervorrichtungen.

Eine Hämodiafiltrationsvorrichtung mit volumetrischer Bilanzierung ist beispielsweise aus der DE 26 34 238 A1 bekannt. Die Bilanziervorrichtung der bekannten Hämodiafiltrationsvorrichtung weist einen volumenstarrten Hohlkörper auf, der durch eine bewegliche Trennwand in zwei Kammern unterteilt ist. Jede Kammer weist einen Einlass und einen Auslass auf, an denen Zuführ- und Abführleitungen für frische bzw. verbrauchte Dialysierflüssigkeit angeordnet sind, wobei in jede Leitung ein Absperrorgan geschaltet ist. Darüber hinaus sind Pumpen für die Förderung der frischen und verbrauchten Dialysierflüssigkeit sowie eine Steuereinheit vorgesehen, die ein wechselseitiges Befüllen der beiden Kammern erlaubt.

Um einen kontinuierlichen Fluss von Dialysierflüssigkeit durch die Dialysierflüssigkeitskammer des Dialysators sicherstellen zu können, werden in der Praxis zwei Bilanzkammern parallel geschaltet, die den Dialysator wechselseitig mit frischer Dialysierflüssigkeit versorgen. Eine Bilanziereinheit mit zwei Bilanzkammern ist beispielsweise aus der DE 28 38 414 bekannt.

Während einer Dialysebehandlung beträgt der Dialysierflüssigkeitsfluss typischerweise 500 ml/min, kann aber in Abhängigkeit von der jeweiligen Behandlungssituation bis zu 1000 ml/min betragen. Bei einer Dialysedauer von 4 Stunden bedeutet dies einen Dialysierflüssigkeitsbedarf, der typischerweise etwa 120 l beträgt, in Abhängigkeit von der jeweiligen Behandlungssituation aber auch über 200 l liegen kann.

Aufgrund des großen Flüssigkeitsbedarfs bei der Dialyse hat sich die Herstellung des Dialysats aus Konzentraten und Reinwasser (RO-Wasser) in der Maschine etabliert, um die Vorhaltung größerer Mengen an Lösungen zu vermeiden. Das RO-Wasser wird zentral in der Klinik bereitgestellt und an die Dialysemaschinen in den Dialysestationen über Leitungen verteilt.

Bei der Behandlung einer akuten Niereninsuffizienz, wie sie beispielsweise nach Unfällen vorkommen kann, die eine intensivmedizinische Betreuung des Patienten notwendig macht, ist im Allgemeinen ein RO-Wasseranschluss nicht vorhanden. Die

Dialysierflüssigkeit wird der Maschine dann über Behältnisse, beispielsweise Kanister oder Beutel, zur Verfügung gestellt.

Um den Handhabungsaufwand möglichst gering zu halten, wird insbesondere bei der intensivmedizinischen Betreuung einer akuten Niereninsuffizienz versucht, den Bedarf an Dialysierflüssigkeit zu verringern. Dies gelingt dadurch, dass die Dialysierflüssigkeit für eine gewisse Zeit über den Dialysator rezirkuliert wird. Damit kann der Dialysatbedarf auf Werte reduziert werden, die unter 100 ml/min liegen.

Eine Blutbehandlungsvorrichtung mit einem Rezirkulationskreislauf ist beispielsweise aus der US 5 685 988 bekannt. Die Rezirkulation von Dialysierflüssigkeit soll aber nur der Bestimmung von Blutbehandlungsparametern dienen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zum Fördern von Flüssigkeiten in die Behandlungseinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere in den Dialysator einer Dialysevorrichtung, zu schaffen, mit der sich der Bedarf an Dialysierflüssigkeit verringern lässt und eine Rezirkulation von Dialysierflüssigkeit ermöglicht wird. Eine weitere Aufgabe der Erfindung ist, ein Verfahren zum Fördern von Flüssigkeiten in die Blutbehandlungseinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung anzugeben, das eine Reduzierung des Bedarfs an Dialysierflüssigkeit erlaubt und eine Rezirkulation von Dialysierflüssigkeit ermöglicht. Eine Aufgabe der Erfindung ist auch, eine extrakorporale Blutbehandlungsvorrichtung mit einer derartigen Vorrichtung zum Fördern von Flüssigkeiten zu schaffen.

Die Lösung dieser Aufgaben erfolgt erfindungsgemäß mit den Merkmalen der unabhängigen Patentansprüche. Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung und das erfindungsgemäße Verfahren beruhen darauf, dass die zu der Filtereinheit der medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere der Blutbehandlungseinheit einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, zu fördernde Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, in einem die Filtereinheit einschließenden

Flüssigkeitskreislauf zirkuliert. Zur Bilanzierung der frischen bzw. verbrauchten Flüssigkeit, die der Filtereinheit zugeführt bzw. aus der Filtereinheit abgeführt wird, dient eine Bilanziereinheit.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung verfügt über eine Rezirkulationseinheit, die eine oder mehrere Kammern aufweist. Die Rezirkulationseinheit ist derart ausgebildet, dass ein die Filtereinheit einschließende Rezirkulationskreislauf geschaffen wird, in dem unabhängig von der Flüssigkeitsströmung in die Bilanziereinheit und aus der Bilanziereinheit Flüssigkeit in die Filtereinheit strömt und aus der Filtereinheit strömt.

Mit der Bilanziereinheit ist es möglich, dem Rezirkulationskreislauf kontinuierlich frische Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, zuzuführen bzw. verbrauchte Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, aus dem Rezirkulationskreislauf abzuführen. Dabei kann die Zu- und Abfuhr von frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit mit einer anderen Flussrate erfolgen, als mit der Flussrate, mit der die Flüssigkeit in dem Rezirkulationskreislauf über die Filtereinheit zirkuliert. Der Rezirkulationskreislauf erlaubt aber nicht nur die Einstellung unterschiedlicher Flussraten, sondern auch die Aufrechterhaltung eines kontinuierlichen Flüssigkeitsflusses durch den Dialysator oder Filter selbst dann, wenn der Flüssigkeitsfluss über die Bilanziereinheit diskontinuierlich sein sollte. Über den die Filtereinheit einschließenden Rezirkulationskreislauf kann unabhängig von der Zufuhr bzw. Abfuhr von frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit dem Patienten Flüssigkeit (Ultrafiltrat) entzogen oder zugeführt werden.

Ein diskontinuierlicher Flüssigkeitsfluss über die Bilanziereinheit ist dann gegeben, wenn die Bilanziereinheit nur über eine Bilanzkammer verfügt. Daraus ergibt sich ein besonders einfacher Aufbau der Bilanziereinheit. Aber auch bei einer Bilanziereinheit, die über mehrere Bilanzkammern verfügt, ist ein diskontinuierlicher Flüssigkeitsfluss möglich. In diesem Fall kann mit dem Rezirkulationskreislauf der Flüssigkeitsfluss durch die Filtereinheit aufrecht erhalten werden.

Bei einer bevorzugten Ausführungsform weist die Rezirkulationseinheit Mittel zum Leiten von Flüssigkeit aus den Kammern der Rezirkulationseinheit in die Filtereinheit und aus der Filtereinheit in die Kammern der Rezirkulationseinheit sowie Mittel zum Fördern von Flüssigkeit aus den Kammern der Rezirkulationseinheit in die Filtereinheit und aus der Filtereinheit in die Kammern der Rezirkulationseinheit auf.

Die Rezirkulationseinheit verfügt über Mittel zum Ansteuern der Mittel zum Fördern von Flüssigkeit aus den Kammern der Rezirkulationseinheit in die Filtereinheit und aus der Filtereinheit in die Kammern, welche derart ausgebildet sind, dass in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten wechselweise Flüssigkeit aus der Filtereinheit in eine der Kammern gefördert wird, während Flüssigkeit aus einer anderen der Kammern in die Filtereinheit gefördert wird. Dadurch wird eine kontinuierliche Flüssigkeitsströmung in dem Rezirkulationskreislauf aufrecht erhalten. Die Flüssigkeit strömt in dem Rezirkulationskreislauf mit einer Förderrate, die sich aus der Taktfrequenz und dem Füllvolumen ergibt, mit der die Kammern der Rezirkulationseinheit betrieben werden. Bei einer besonders bevorzugten Ausführungsform verfügt die Rezirkulationseinheit über eine erste und zweite Kammer, die wechselweise mit Flüssigkeit gefüllt bzw. entleert werden.

Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Bilanziereinheit, die über eine erste und eine zweite Kammer verfügt, sieht Mittel zum Leiten von frischer Flüssigkeit aus einer Flüssigkeitsquelle in die Kammern der Bilanziereinheit und zum Leiten von verbrauchter Flüssigkeit aus den Kammern in einen Ablauf und zum Leiten von frischer Flüssigkeit aus den Kammern in die Filtereinheit und von verbrauchter Flüssigkeit aus der Filtereinheit in die Kammern sowie Mittel zum Fördern von Flüssigkeit in den Mitteln zum Leiten von Flüssigkeit auf.

Darüber hinaus verfügt die Bilanziereinheit über Mittel zum Ansteuern der Mittel zum Fördern von Flüssigkeit, welche derart ausgebildet sind, dass in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten die erste und zweite Kammer der Bilanziereinheit mit frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit wechselweise befüllt werden. Dabei wird jede Kammer der beiden Kammern der Bilanziereinheit sowohl mit frischer Flüssigkeit als auch verbrauchter Flüssigkeit befüllt, wobei die Funktionen der Kammern wechselweise

vertauscht werden. Dadurch kann eine exakte Bilanzierung selbst dann erreicht werden, wenn sich die Volumina der beiden Kammern voneinander unterscheiden. Über die gesamte Behandlungsdauer gleichen sich Abweichungen der Volumina der Kammern wegen des zyklischen Vertauschens gegenseitig aus. Dies ist insbesondere dann von Vorteil, wenn die Steuerung der Kammern in Abhängigkeit von dem Füllstand der Kammern erfolgt. Denn bei abweichenden Volumina der Kammern kann allein aus dem Füllstand nicht exakt auf die in den Kammern enthaltene Flüssigkeitsmenge geschlossen werden.

Die Mittel zum Ansteuern der Mittel zum Fördern von Flüssigkeit der Bilanziereinheit sind vorzugsweise derart ausgebildet, dass in einem vorausgehenden Arbeitstakt von aufeinanderfolgenden Arbeitstakten frische Flüssigkeit aus der ersten Kammer in die Filtereinheit gefördert wird, während aus der Filtereinheit verbrauchte Flüssigkeit in die zweite Kammer gefördert wird. In einem nachfolgenden Arbeitstakt wird frische Flüssigkeit von der Flüssigkeitsquelle aus der zweiten Kammer in die Filtereinheit gefördert, während aus der Filtereinheit verbrauchte Flüssigkeit in die erste Kammer gefördert wird. Folglich werden beide Kammern wechselweise sowohl mit frischer als auch verbrauchter Flüssigkeit, insbesondere mit frischer oder verbrauchter Dialysierflüssigkeit, befüllt.

Für die Erfindung ist unerheblich, wie die Flüssigkeit in die bzw. aus den Kammern der Zirkulationseinheit bzw. Bilanziereinheit gelangt. Die der Rezirkulationseinheit bzw. der Bilanziereinheit zugeordneten Mittel zum Fördern von Flüssigkeit weisen vorzugsweise Mittel zum Beaufschlagen der Kammern der Rezirkulationseinheit bzw. der Bilanziereinheit mit einem Überdruck und/oder einem Unterdruck und Mittel zum Öffnen und Absperren der Mittel zum Leiten von Flüssigkeit auf, die der Rezirkulationseinheit bzw. der Bilanziereinheit zugeordnet sind. Die Mittel zum Leiten von Flüssigkeit sind vorzugsweise Schlauchleitungen oder in ein Hartteil integrierte Flusswege, in denen die Flüssigkeit strömt. Die Mittel zum Öffnen und Absperren können konventionelle Absperrorgane, beispielsweise elektromagnetisch oder pneumatisch betätigbare Ventile sein.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass sowohl die Rezirkulationseinheit als auch die Bilanziereinheit jeweils eine erste und eine zweite Kammer aufweisen. Damit ergeben sich insgesamt vier Kammern, die in einem zur einmaligen Verwendung bestimmten Artikel (Disposable) zur Verfügung gestellt werden können, wodurch die Ausrüstung der medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere der extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, mit fest verbauten Kammern überflüssig wird. Damit entfällt auch die aufwendige Sterilisierung der Kammern. Als Disposable ausgebildete Kammern, die mit frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit befüllt werden, sind dem Fachmann beispielsweise aus der DE 198 30 928 C1 und DE 195 46 028 C2 bekannt.

Bei dem erfindungsgemäßen Disposable mit den vier Kammern bilden zwei Kammern die Rezirkulationseinheit und zwei Kammern die Bilanziereinheit. Während die beiden Kammern der Bilanziereinheit vorzugsweise derart betrieben werden, dass die Kammern sowohl mit frischer als auch verbrauchter Dialysierflüssigkeit wechselweise befüllt werden, um eine exakte Bilanzierung selbst dann zu erreichen, wenn sich die Volumina der beiden Kammern voneinander unterscheiden, wird mit der Rezirkulationseinheit die Flüssigkeitsströmung durch die Filtereinheit, insbesondere die Behandlungseinheit der extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, auch dann aufrecht erhalten, wenn aufgrund des zyklischen Vertauschens der Kammern der Bilanziereinheit die Flüssigkeitsströmung nicht kontinuierlich ist. Wenn also in einzelnen Arbeitstakten während der Bilanzierung beispielsweise aufgrund des Befüllens bzw. des Entleerens der beiden Kammern der Filtereinheit Flüssigkeit mit der Bilanziereinheit nicht bereitgestellt werden kann, hält die Rezirkulationseinheit die Flüssigkeitsströmung durch die Filtereinheit aufrecht.

Darüber hinaus erlaubt die erfindungsgemäße Vorrichtung die Einstellung einer relativ hohen Förderrate durch die Filtereinheit, insbesondere eine relativ hohe Dialysierflüssigkeitsrate, die beispielsweise bei 300 ml/min liegen kann, bei einem relativ niedrigen Zufluss von frischer Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit. Der Zufluss von frischer Dialysierflüssigkeit kann nur einen Bruchteil von dem Zufluss an Dialysierflüssigkeit sein, die in die Behandlungseinheit strömt, bspw. 50 ml/min. So wird der Verbrauch an frischer Dialysierflüssigkeit minimiert, der Dialysatfluss durch den Filter

aber dennoch hoch gehalten. Dies ist insbesondere bei mobilen Hämodialysemaschinen und Dialysemaschinen zur akuten Dialysebehandlung von Vorteil, da die Dialysierflüssigkeit bei derartigen Maschinen in Beuteln oder Kanistern bereitgestellt wird.

Im Übrigen kann die erfindungsgemäße Vorrichtung auch bei Dialysevorrichtungen in vorteilhafter Weise Verwendung finden, die über einen Dialysierflüssigkeitskreislauf verfügen, der einen ersten und einen zweiten Dialysator bzw. Filter umfasst, um eine effiziente Entfernung mittelgroßer Moleküle bei einem relativ geringen Blutfluss zu ermöglichen. Eine derartige Dialysevorrichtung ist in der DE 10 2009 026 901 A1 beschrieben.

Im Folgenden wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine stark vereinfachte schematische Darstellung einer medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere Dialysevorrichtung, die über eine Vorrichtung zum Fördern von einer Flüssigkeit zu einer Filtereinheit der medizinischen Behandlungsvorrichtung, insbesondere zu der Behandlungseinheit einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, verfügt.

Fig. 2A und 2B die einzelnen Arbeitstakte der Rezirkulationseinheit der erfindungsgemäßen Vorrichtung und

Fig. 3A – 3D die einzelnen Arbeitstakte der Bilanziereinheit der erfindungsgemäßen Vorrichtung.

Fig. 1 zeigt in stark vereinfachter Darstellung die erfindungsgemäße Vorrichtung zum Fördern von einer Flüssigkeit zu einer Filtereinheit einer medizinischen

Behandlungsvorrichtung. Bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel dient die erfindungsgemäße Vorrichtung zur Versorgung einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, insbesondere Dialysevorrichtung, mit frischer Dialysierflüssigkeit, die in einer Dialysierflüssigkeitsquelle, insbesondere einem Beutel bereitgestellt wird. Die Vorrichtung zum Fördern von Dialysierflüssigkeit wird nachfolgend als Versorgungsvorrichtung bezeichnet.

Die Versorgungsvorrichtung kann eine selbständige Einheit bilden oder Bestandteil der Dialysevorrichtung sein. Vorzugsweise ist die erfindungsgemäße Vorrichtung Bestandteil der Dialysevorrichtung. Daher wird nachfolgend die medizinische Behandlungsvorrichtung, insbesondere Dialysevorrichtung, zusammen mit der Vorrichtung zum Fördern von einer Flüssigkeit, insbesondere Dialysierflüssigkeit, zu der Filtereinheit, insbesondere den Dialysator, der extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung beschrieben.

Die medizinische Behandlungsvorrichtung, insbesondere die Dialysevorrichtung, weist als Filtereinheit einen Dialysator 1 auf, der durch eine semipermeable Membran 2 in eine Blutkammer 3 und eine Dialysierflüssigkeitskammer 4 unterteilt ist. An den Einlass der Blutkammer 3 des Dialysators 1 ist eine Blutzuführleitung 5 angeschlossen, in die eine Blutpumpe 6 geschaltet ist. Von dem Auslass der Blutkammer 3 des Dialysators 1 geht eine Blutabführleitung 7 ab, die zu dem Patienten führt. Zu dem Einlass der Dialysierflüssigkeitskammer 4 führt eine Dialysierflüssigkeitszuführleitung 9 und von dem Auslass der Dialysierflüssigkeitskammer 4 geht eine Dialysierflüssigkeitsabführleitung 10 ab. Über die Dialysierflüssigkeitszuführleitung wird dem Dialysator frische Dialysierflüssigkeit zugeführt, während verbrauchte Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitsabführleitung 10 abgeführt wird.

Frische Dialysierflüssigkeit wird in einer Dialysierflüssigkeitsquelle 11, insbesondere einem Beutel oder einem Kanister, bereitgestellt. Verbrauchte Dialysierflüssigkeit wird in einen Ablauf 12 abgeführt, der auch ein Beutel oder Kanister sein kann. Der Dialysierflüssigkeitsbeutel 11 ist über eine Zufuhrleitung 13 für frische Dialysierflüssigkeit mit einem Zulauf A der Versorgungsvorrichtung verbunden. Der

Ablauf 12 ist über eine Ablaufleitung 14 für verbrauchte Dialysierflüssigkeit mit einem Ablauf B der Versorgungsvorrichtung verbunden. Die Dialysierflüssigkeitszufuhrleitung 9 ist mit einem Ablauf C und die Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung 10 ist mit einem Zulauf D der Versorgungsvorrichtung verbunden. Folglich wird frische Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitszufuhrleitung 9 der Dialysierflüssigkeitskammer 4 zugeführt und verbrauchte Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung 10 abgeführt. Dabei wird frische gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit bilanziert.

Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird mit der Versorgungsvorrichtung dem einzigen Dialysator 1 der Dialysevorrichtung frische Dialysierflüssigkeit zugeführt. Die Dialysevorrichtung kann aber auch über zwei Filter verfügen, wie beispielsweise in der DE 10 2009 026 901 A1 beschrieben ist. Dann wird mit der Versorgungsvorrichtung dem ersten Filter frische Dialysierflüssigkeit zugeführt.

Die Versorgungsvorrichtung umfasst eine Bilanziereinheit I zum Bilanzieren von frischer gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit. Darüber hinaus verfügt die Versorgungsvorrichtung über eine Rezirkulationseinheit II zum Rezirkulieren von Dialysierflüssigkeit durch die Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1, während frische Dialysierflüssigkeit zugeführt und verbrauchte Dialysierflüssigkeit abgeführt wird.

Die Bilanziereinheit I weist eine erste Flüssigkeitskammer K1 und eine zweite Flüssigkeitskammer K2 auf. Auch die Rezirkulationseinheit II weist eine erste Flüssigkeitskammer K3 und eine zweite Flüssigkeitskammer K4 auf. Damit umfasst die Versorgungsvorrichtung insgesamt vier Flüssigkeitskammern K1 – K4. Sämtliche Flüssigkeitskammern sind Bestandteil eines zur einmaligen Verwendung bestimmten Artikels (Disposable).

Das Disposable wird in eine passende Aufnahmeeinheit 21 der Dialysevorrichtung eingelegt, die in Fig. 1 nur andeutungsweise dargestellt ist.

Die Versorgungsvorrichtung umfasst neben den Kammern K1 – K4 Mittel zum Leiten und Mittel zum Fördern von frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit von dem

Dialysierflüssigkeitsbeutel 11 zu den Kammern K1 und K2 der Bilanziereinheit I und von den Kammern K1 und K2 der Bilanziereinheit zu dem Ablauf 12 sowie von den Kammern K3 und K4 der Rezirkulationseinheit II zu der Dialysierflüssigkeitskammer 4 und von der Dialyseflüssigkeitskammer 4 zu den Kammern K3 und K4 der Rezirkulationseinheit II. Diese Mittel weisen Schlauchleitungen oder Flusswege in einem Hartteil auf, die Bestandteil des Disposables 21 sind sowie eine Einrichtung 15 zum Beaufschlagen der Kammern K1 – K4 der Bilanzier- und Rezirkulationseinheit I und II mit einem Überdruck und/oder einem Unterdruck, die nachfolgend als Pneumatikeinrichtung 15 bezeichnet wird.

Die Pneumatikeinrichtung 15 weist eine Druckleitung 16 auf, von der die Stichleitungen 16.1, 16.2, 16.3, 16.4 abzweigen, die zu den Kammern K1, K2, K3, K4 der Bilanzier- und Rezirkulationseinheit I, II führen, um in den einzelnen Kammern ein Überdruck aufzubauen. Darüber hinaus weist die Pneumatikeinrichtung 15 eine Druckleitung 17 auf, von der die Stichleitungen 17.1, 17.2, 17.3, 17.4 abzweigen, die ebenfalls zu den Kammern K1, K2, K3, K4 führen, um in den einzelnen Kammern ein Unterdruck aufzubauen. Die von der ersten und zweiten Druckleitung 16, 17 abgehenden Stichleitungen sind jeweils zu einem gemeinsamen Leitungsabschnitt 18.1, 18.2, 18.3, 18.4 zusammengeführt, der an den Kammern K1, K2, K3, K4 angeschlossen ist. An der Druckleitung 16 liegt ein Überdruck und an der Druckleitung 17 ein Unterdruck an. In die einzelnen Stichleitungen ist jeweils ein Absperrorgan 19.1, 19.2, 19.3, 19.4, 19.5, 19.6, 19.7, 19.8 geschaltet. Durch Öffnen und Schließen der Absperrorgane 19.1 – 19.8 können die Kammern K1 – K4 somit mit Überdruck oder Unterdruck beaufschlagt werden. Die Absperrorgane sind vorzugsweise pneumatisch oder elektromagnetisch betätigbare Ventile. Auch können Entlüftungsventile vorgesehen sein, die aber in Fig. 1 nicht dargestellt sind.

Die Steuerung der Absperrorgane erfolgt mit einer zentralen Steuer- und Recheneinheit 20, die Bestandteil der Dialysevorrichtung ist. Die Absperrorgane 19.1 – 19.8 der Pneumatikeinrichtung 15 sind über nicht dargestellte Steuerleitungen an die zentrale Steuer- und Recheneinheit 20 angeschlossen. Die Steuer- und Recheneinheit 20 steuert auch die Blutpumpe 6 sowie alle übrigen Aggregate der Dialysevorrichtung.

Die Versorgungsvorrichtung weist weiterhin eine Anordnung von Leitungen und Absperrorganen auf, die Bestandteil des Disposables 21 sind, um jeweils eine der Kammern K1 – K4 mit einem der Zu- bzw. Abläufe A – D zu verbinden. Diese Anordnung ist in der Art einer „Matrix“ ausgebildet, die vier „Zeilen“ und vier „Spalten“ umfasst.

An jeden Zu- bzw. Ablauf A, B, C, D ist eine Leitung D1, D2, D3, D4 („Zeilen“) angeschlossen, während an jeder Kammer K1, K2, K3, K4 eine Leitung L1, L2, L3, L4 („Spalten“) angeschlossen ist. Die gemeinsamen Leitungsabschnitte 18.1 – 18.4 der Druckleitungen 16, 17 sind an der einen Seite der Kammern und die Anschlüsse der Flüssigkeitsleitungen L1, L2, L3, L4 an der anderen Seite der Kammern angeschlossen, so dass sich die Anschlüsse einander gegenüberliegen. Jede Leitung D1 – D4 ist mit jeder Leitung L1 – L4 über ein Absperrorgan (Ventil) V 1.1 – V 4.4 verbunden. Die Absperrorgane sind in Reihen und Spalten angeordnet. Die Anordnung der Ventile in der Art einer „Matrix“ wird nachfolgend als Ventilanordnung 22 bezeichnet. Auch die Absperrorgane der Ventilanordnung 22 sind vorzugsweise pneumatisch oder elektromagnetisch betätigbare Ventile.

Des Weiteren weist die Versorgungseinrichtung Mittel US1, US2, US3, US4 zum Detektieren des Füllstandes der Kammern K1, K2, K3, K4 auf, die nur andeutungsweise dargestellt sind. Die Mittel zum Detektieren des Füllstandes der Kammern sind mit der zentralen Steuer- und Recheneinheit 20 verbunden.

Die Mittel zum Detektieren des Füllstandes sind vorzugsweise Ultraschallsensoren US1, US2, US3, US4, die auf der Basis einer Laufzeitmessung die Höhe des Füllstandes in den Kammern detektieren. Jeder Kammer K1, K2, K3, K4 ist ein Ultraschall-Füllstandssensor US1, US2, US3, US4 zugeordnet. Die Ultraschall-Füllstandssensoren weisen jeweils einen Ultraschall-Sender und einen Ultraschall-Empfänger auf, die vorzugsweise von einem Bauelement gebildet werden, das als Sender und Empfänger fungieren kann. Beispielsweise kann der Ultraschall-Sender/Empfänger ein Piezo-Bauelement sein. Ansonsten sind Ultraschall-Sender und Ultraschall-Empfänger eines Ultraschall-Füllstandssensoren vorzugsweise in einer Ebene angeordnet.

Die Ultraschall-Füllstandssensoren sind derart an den Kammern angeordnet, dass Ultraschall-Impulse in die Flüssigkeit eingekoppelt werden, an der Grenzfläche von Flüssigkeit und Luft reflektiert werden und wieder aus der Flüssigkeit ausgekoppelt werden. Die Grenzschicht von Flüssigkeit und Luft stellt dabei den Füllstand dar. Die Ultraschallsensoren werden vorzugsweise am Boden der Kammer angeordnet, wobei sich die Sensoren dabei innerhalb oder außerhalb der Kammer befinden können.

Den einzelnen Ultraschall-Füllstandssensoren US1, US2, US3, US4 ist eine in den Figuren nicht dargestellte Messeinheit zugeordnet, die auf der Basis einer Laufzeitmessung den Füllstand in jeder der Kammern K1, K2, K3, K4 berechnet. Die Messeinheit ist derart programmiert, dass die Laufzeit der Ultraschall-Impulse in der Flüssigkeit gemessen wird, wobei aus der Laufzeit der Impulse und der Ausbreitungsgeschwindigkeit der Impulse in der Flüssigkeit die Länge der von den Impulsen in der Flüssigkeit zurückgelegten Wegstrecke berechnet wird, die der zweifachen Höhe des Füllstandes entspricht. Dabei kann als Ausbreitungsgeschwindigkeit die Schallgeschwindigkeit angenommen werden. Vorzugsweise ist die Messeinheit derart programmiert, dass bei der Auswertung der Ultraschallimpulse die Dichte und die Temperatur des Mediums berücksichtigt werden. Die Dichte des zu messenden Mediums kann beispielsweise in einem Speicher der Messeinheit gespeichert sein oder von dem Benutzer in den Speicher eingegeben werden. Die Messeinheit kann auch auf eine bestimmte Temperatur und Dichte der Flüssigkeit kalibriert sein.

Nachfolgend werden die einzelnen Arbeitstakte beschrieben, in denen Flüssigkeit in die Kammern K1 – K4 und aus den Kammern K1 – K4 strömt.

Zunächst werden die Arbeitstakte der Rezirkulationseinheit II beschrieben, mit der eine Strömung von Dialysierflüssigkeit durch die Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1 aufrechterhalten wird.

Die Fig. 2A und 2B veranschaulichen die aufeinanderfolgenden Arbeitstakte von aufeinanderfolgenden Arbeitszyklen, in denen Dialysierflüssigkeit in die bzw. aus den Kammern K3 und K4 der Rezirkulationseinheit II strömt. Die Absperrorgane V 1.1 – V

4.4, die von der Steuer- und Recheneinheit 20 geöffnet werden, sind in den Fig. 2A und 2B gekennzeichnet.

Fig. 2A zeigt den ersten Arbeitstakt eines Arbeitszyklus. In dem ersten Arbeitstakt strömt frische Dialysierflüssigkeit aus der Kammer K3 in die Dialysierflüssigkeitskammer 4, während verbrauchte Dialysierflüssigkeit aus der Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1 in die Kammer K4 der Rezirkulationseinheit II strömt. Hierzu öffnet die Steuer- und Recheneinheit 20 die Ventile V3.4 und V4.2 der Ventilanordnung 22 sowie die Ventile 19.6 und 19.7 der Pneumatikeinrichtung 15, während die anderen Ventile geschlossen sind. Folglich wird die Kammer K3 mit einem Überdruck und die Kammer K4 mit einem Unterdruck beaufschlagt, so dass Dialysierflüssigkeit über die Leitungen L3, D4, D2.2, L4 aus der Kammer K3 durch die Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1 in die Kammer K4 strömt. Die Strömungsrichtung ist in Fig. 2A durch Pfeile gekennzeichnet. In dem zweiten Arbeitstakt des gleichen Arbeitszyklus ist die Flüssigkeitsströmung umgekehrt. Die Steuer- und Recheneinheit öffnet nunmehr die Ventile V4.4 und V3.2 der Ventilanordnung 22 sowie die Ventile 19.8 und 19.5 der Pneumatikeinrichtung 15, so dass Dialysierflüssigkeit aus der Kammer K4 durch die Dialysierflüssigkeitskammer 4 in die Kammer K3 der Bilanziereinheit I strömt.

An den oben beschriebenen Arbeitszyklus schließt sich wieder der gleiche Arbeitszyklus mit den beiden Arbeitstakten an.

Während Dialysierflüssigkeit kontinuierlich mit der Rezirkulationseinheit II durch den Dialysator 1 gefördert wird, wird mit der Bilanziereinheit I frische gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit bilanziert, wobei frische Dialysierflüssigkeit von der Dialysierflüssigkeitsquelle 11 zufließt und verbrauchte Dialysierflüssigkeit in den Ablauf 12 abfließt. Die einzelnen Arbeitstakte dieses Arbeitszyklus werden unter Bezugnahme auf die Fig. 3A – 3E nachfolgend beschrieben. Die Doppelpfeile in K3 und K4 der Fig. 3A – 3E symbolisieren die kontinuierliche Rezirkulation von Dialysierflüssigkeit während des Bilanzierungsvorgangs.

Es wird davon ausgegangen, dass in dem ersten Arbeitstakt eines Arbeitszyklus die Kammer K1 mit frischer Dialysierflüssigkeit befüllt ist und die Kammer K2 leer ist. In dem ersten Arbeitstakt werden die Ventile V1.4 und V2.2 der Ventilanordnung 22 und die Ventile 19.2 und 19.3 der Pneumatikeinrichtung 15 von der Steuer- und Recheneinheit 20 geöffnet, wobei die anderen Ventile geschlossen sind. Dadurch wird die Kammer K1 mit Überdruck und die Kammer K2 der Bilanziereinheit I mit Unterdruck beaufschlagt. Daher strömt frische Dialysierflüssigkeit aus der Kammer K1 über die Leitungen L1, D4, D2.1, L2 durch die Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1 und verdrängt verbrauchte Dialysierflüssigkeit aus der Dialysierflüssigkeitskammer 4 in die Kammer K2 (Fig. 3A).

In dem zweiten Arbeitstakt wird die verbrauchte Dialysierflüssigkeit aus der Kammer K2 verworfen. Hierzu wird das Ventil V2.3 der Ventilanordnung 21 und das Ventil 19.4 der Pneumatikeinrichtung 15 geöffnet, während die anderen Ventile geschlossen sind. Da die Kammer K2 mit einem Überdruck beaufschlagt wird, strömt die verbrauchte Dialysierflüssigkeit in den Ablauf 12 (Fig. 3B).

Es folgt der dritte Arbeitstakt, in dem die Kammer K2 mit frischer Dialysierflüssigkeit aus der Dialysierflüssigkeitsquelle 11 befüllt wird. Hierzu wird das Ventil V2.1 der Ventilanordnung 22 und das Ventil 19.3 der Pneumatikeinrichtung 15 geöffnet, während die anderen Ventile geschlossen sind, so dass frische Dialysierflüssigkeit in die Kammer K2 angesaugt wird (Fig. 3C).

Es folgt nunmehr der vierte Arbeitstakt, in dem die frische Dialysierflüssigkeit aus der Kammer K2 über den Dialysator 1 verbrauchte Dialysierflüssigkeit in die Kammer K1 verdrängt. Hierzu werden die Ventile V2.4 und V1.2 der Ventilanordnung 22 sowie die Ventile 19.4 und 19.1 der Pneumatikeinrichtung 15 geöffnet, während die anderen Ventile geschlossen sind, so dass in der Kammer K2 ein Überdruck und in der Kammer K1 ein Unterdruck aufgebaut wird. Die oben beschriebenen Arbeitstakte bilden einen Arbeitszyklus, an den sich wieder ein Arbeitszyklus anschließt, der die oben beschriebenen Arbeitstakte umfasst (Fig. 3D).

Die Kammern K1 und K2 der Bilanziereinheit I entnehmen also dem Dialysierflüssigkeitsbeutel 11 frische Dialysierflüssigkeit, um die Dialysierflüssigkeit dem Dialysierflüssigkeitskreislauf zuzuführen. Dabei wird frische gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit bilanziert, wobei dem Flüssigkeitssystem Flüssigkeit entzogen (Ultrafiltration) oder Flüssigkeit zugeführt werden kann. Die Zufuhr bzw. der Entzug an Flüssigkeit kann dadurch erfolgen, dass der einen oder anderen Kammer mehr oder weniger Flüssigkeit zu- bzw. abgeführt wird. Anstelle einer unterschiedlichen Befüllung der Kammern mit Dialysierflüssigkeit können in einem oder mehreren Arbeitstakten dem Flüssigkeitssystem auch nur verbrauchte Dialysierflüssigkeit entzogen oder auch nur frische Dialysierflüssigkeit zugeführt werden, um dem System Flüssigkeit zuzuführen bzw. zu entziehen.

Die Steuer- und Recheneinheit 20 steuert das Umschalten der einzelnen Ventile V1.1. bis V4.1 in Abhängigkeit von dem Füllstand der Kammern. Da sowohl die Kammern als auch die zugehörigen Leitungen unterschiedliche Volumina aufweisen können, ist allein durch die Detektion des Füllstandes nicht sichergestellt, dass gleiche Mengen frischer gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit bilanziert werden. Dieser mögliche Fehler wird dadurch vermieden, dass beide Kammern jeweils mit frischer bzw. mit verbrauchter Dialysierflüssigkeit befüllt werden und zyklisch vertauscht werden. Damit gleichen sich mögliche Fehler über die einzelnen Arbeitszyklen aus.

In dem vorliegenden Ausführungsbeispiel können die einzelnen Kammern sowohl mit einem Überdruck als auch mit einem Unterdruck beaufschlagt werden, um Dialysierflüssigkeit von der einen in die andere Kammer zu fördern. Grundsätzlich ist es aber auch möglich, nur die eine oder die andere der beiden Kammern mit einem Über- bzw. Unterdruck zu beaufschlagen.

Da die Bilanziereinheit nur zwei Kammern umfasst, ergeben sich bei der wechselweisen Befüllung der Kammern mit frischer bzw. verbrauchter Dialysierflüssigkeit einzelne Arbeitstakte, in denen Dialysierflüssigkeit nicht durch den Dialysator strömt. Folglich ist die Flüssigkeitsströmung durch den Dialysator diskontinuierlich. Dies ist aber nicht von Nachteil, da die Flüssigkeitsströmung durch die Rezirkulationseinheit ohnehin aufrecht

erhalten wird. Darüber hinaus können mit der Rezirkulationseinheit größere Flussraten eingestellt werden, als die Flussrate, mit der frische Dialysierflüssigkeit zufließt bzw. verbrauchte Dialysierflüssigkeit abfließt. Daraus ergibt sich selbst bei einer hohen Durchflussrate durch den Dialysator ein verhältnismäßig geringer Verbrauch an Dialysierflüssigkeit. Dies ist insbesondere bei Dialysevorrichtungen zur akuten Dialyse von Vorteil.

Der Betrieb der Bilanziereinheit I und der Rezirkulationseinheit II erlaubt die einfache Messung des Drucks sowohl in den Leitungen L, D des Flüssigkeitssystems der Versorgungsvorrichtung als auch den Leitungen 9, 10, 13, 14 des Flüssigkeitssystems der extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung, die mit den Leitungen L, D des Flüssigkeitssystems der Versorgungsvorrichtung verbunden sind.

Zur Messung des Drucks verfügt die Versorgungsvorrichtung über eine Druckmesseinrichtung 23, die Mittel zum Messen des Drucks umfasst. Die Mittel zum Messen des Drucks sind Drucksensoren P1, P2, P3, P4, die an die gemeinsamen Leitungsabschnitte 18.1, 18.2, 18.3, 18.4 der Druckleitungen 16, 17 angeschlossen sind, sodass die Drucksensoren den Druck in den einzelnen Kammern K1, K2, K3, K4 erfassen. Die Drucksensoren P1 – P4 sind bei dem vorliegenden Ausführungsbeispiel nicht Bestandteil des Disposable, sondern auf der Maschinenseite angeordnet. Die Druckmesseinrichtung 23 ist über eine nicht dargestellte Datenleitung mit der zentralen Rechen- und Steuereinheit 20 der Blutbehandlungsvorrichtung verbunden. In der zentralen Rechen- und Steuereinheit werden die Druckmesswerte für die Steuerung der Blutbehandlung ausgewertet.

Während des unter Bezugnahme auf die Fig. 2 und 3 beschriebenen Betriebs der Bilanzier- und Rezirkulationseinheit I, II werden die Absperrorgane V1.1 – V4.4 geöffnet bzw. geschlossen, so dass frische gegen verbrauchte Dialysierflüssigkeit bilanziert wird und Dialysierflüssigkeit durch die Bilanzkammer 2 des Dialysators 1 strömt. Wenn einzelne Absperrorgane geöffnet sind, wird eine Strömungsverbindung zwischen den Leitungen L1, L2, L3, L4 und den Leitungen D1, D2, D3, D4 hergestellt. Folglich kann der Druck in den Leitungen D1, D2, D3, D4 mit demjenigen Drucksensor P1, P2, P3, P4 gemessen werden,

der den Druck in der Kammer erfasst, die mit der jeweiligen Leitung L1, L2, L3, L4 verbunden ist. Beispielsweise misst der Drucksensor P1 den Druck in der Leitung D4 bzw. der Leitung 9 wenn das Absperrorgan V1.4 geöffnet, alle anderen Absperrorgane aber geschlossen sind. Durch Öffnen und Schließen der entsprechenden Absperrorgane kann also der Druck in allen Leitungen gemessen werden.

In dem vorliegenden Ausführungsbeispiel umfasst die Druckmesseinrichtung 23 die vier Drucksensoren P1 – P4. Damit ist es möglich, den Druck in mehreren Leitungen gleichzeitig zu messen. Es ist aber auch möglich, dass die Druckmesseinrichtung über nur einen, zwei oder drei Drucksensoren verfügt. Selbst wenn die Druckmesseinrichtung nur über einen Drucksensor, beispielsweise nur den Drucksensor P1 verfügt, kann mit dem einzigen Drucksensor der Druck in allen Leitungen gemessen werden. In diesem Fall kann die Druckmessung in allen Leitungen aber nur nacheinander erfolgen. Eine gleichzeitige Messung des Drucks an vier Stellen des Flüssigkeitssystems setzt die vier Drucksensoren P1 – P4 voraus.

Die Drucksensoren P1 – P4 können den Druck in den Kammern kontinuierlich messen, wobei die Messwerte nur zu bestimmten Zeitpunkten ausgelesen werden. Diese Zeitpunkte ergeben sich aus der Taktfolge beim Betrieb der Kammern.

Die Ventilanordnung 22 erlaubt auch einen initialen Funktionstest der einzelnen Drucksensoren P1 – P4, indem die Drucksensoren durch Öffnen bzw. Schließen der betreffenden Absperrorgane V1.1 – V4.4 miteinander verbunden werden. Damit ist sowohl eine Funktionsüberprüfung der Drucksensoren als auch ein Abgleich der Sensoren möglich, da die Messung des Drucks mit sämtlichen Sensoren zu dem gleichen Messergebnis führen muss.

Patentansprüche:

1. Vorrichtung zum Fördern von einer Flüssigkeit zu einer Filtereinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung mit

einer Bilanziereinheit (I) zum Bilanzieren von frischer Flüssigkeit gegen verbrauchte Flüssigkeit,

dadurch gekennzeichnet, dass

die Vorrichtung zum Fördern von einer Flüssigkeit eine Kammern (K1, K2, K3, K4) aufweisende Rezirkulationseinheit (II) aufweist, die derart ausgebildet ist, dass ein die Filtereinheit (1) einschließender Rezirkulationskreislauf geschaffen wird, in dem unabhängig von der Flüssigkeitsströmung in die Bilanziereinheit (I) und aus der Bilanziereinheit Flüssigkeit in die Filtereinheit strömt und aus der Filtereinheit strömt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Rezirkulationseinheit (II) aufweist:

Mittel (L, D) zum Leiten von Flüssigkeit aus den Kammern (K1, K2, K3, K4) der Rezirkulationseinheit (II) in die Filtereinheit (1) und aus der Filtereinheit in die Kammern,

Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit aus den Kammern in die Filtereinheit und aus der Filtereinheit in die Kammern und

Mittel (20) zum Ansteuern der Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit aus den Kammern (K1, K2, K3, K4) in die Filtereinheit (I) und aus der Filtereinheit in die Kammern, welche derart ausgebildet sind, dass in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten wechselweise Flüssigkeit aus der Filtereinheit in eine der Kammern gefördert wird, während Flüssigkeit aus einer anderen der Kammern in die

Filterereinheit gefördert wird.

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Rezirkulationseinheit (II) eine erste Kammer (K3) und eine zweite Kammer (K4) aufweist, wobei die Mittel (15) zum Ansteuern der Mittel zum Fördern von Flüssigkeit aus den Kammern in die Filterereinheit und aus der Filterereinheit in die Kammern derart ausgebildet sind, dass in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten wechselweise Flüssigkeit aus der Filterereinheit (1) in eine der beiden Kammern (K3, K4) gefördert wird, während Flüssigkeit aus der anderen der beiden Kammern (K4, K3) in die Filterereinheit (1) gefördert wird.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Bilanziereinheit (I) aufweist:

eine erste Kammer (1) und eine zweite Kammer (2),

Mittel (L, D) zum Leiten von frischer Flüssigkeit aus einer Flüssigkeitsquelle (11) in die Kammern (K1, K2) der Bilanziereinheit (I) und zum Leiten von verbrauchter Flüssigkeit aus den Kammern in einen Ablauf (12) sowie zum Leiten von frischer Flüssigkeit aus den Kammern in die Filterereinheit (1) und von verbrauchter Flüssigkeit aus der Filterereinheit in die Kammern,

Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit in den Mitteln zum Leiten von Flüssigkeit der Bilanziereinheit,

Mittel (20) zum Ansteuern der Mittel zum Fördern von Flüssigkeit der Bilanziereinheit, welche derart ausgebildet sind, dass

in einem vorausgehenden Arbeitstakt von aufeinanderfolgenden Arbeitstakten frische Flüssigkeit aus der ersten Kammer (K1) in die Filterereinheit (1) gefördert wird, während aus der Filterereinheit (1) verbrauchte Flüssigkeit in die zweite Kammer (K2) gefördert wird, und

in einem nachfolgenden Arbeitstakt frische Flüssigkeit von der Flüssigkeitsquelle (11) aus der zweiten Kammer (K2) in die Filtereinheit (1) gefördert wird, während aus der Filtereinheit (1) verbrauchte Flüssigkeit in die erste Kammer (K1) gefördert wird,

so dass beide Kammern (K1, K2) wechselweise sowohl mit frischer und als auch verbrauchter Dialysierflüssigkeit befüllt werden.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit der Rezirkulationseinheit und/oder die Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit der Bilanziereinheit Mittel (16, 17, 18) zum Beaufschlagen der Kammern der Rezirkulationseinheit bzw. der Bilanziereinheit mit Überdruck oder Unterdruck und Mittel (19) zum Öffnen und Absperren der Mittel zum Leiten von Flüssigkeit der Rezirkulationseinheit bzw. der Bilanziereinheit aufweisen.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Kammern (K3, K4) der Rezirkulationseinheit (II) und die Kammern (K1, K2) der Bilanziereinheit (I) Bestandteil eines zur einmaligen Verwendung bestimmten Disposables (21) sind.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Flüssigkeit eine Dialysierflüssigkeit ist.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (20) zum Ansteuern der Mittel (15) zum Fördern von Flüssigkeit Ultraschall-Füllstandssensoren (US1, US2, US3, US4) aufweisen, die jeweils einen Ultraschall-Sender und einen Ultraschall-Empfänger umfassen, wobei die Ultraschall-Füllstandssensoren (US1, US2, US3, US4) derart an den Kammern (K1, K2, K3, K4) angeordnet sind, dass die von dem Ultraschall-Sender ausgesendeten Ultraschall-Impulse in das in der Kammer befindliche Medium eintreten, an der

Grenzfläche von Medium und Luft reflektiert werden und die aus dem Medium austretenden Ultraschall-Impulse von dem Ultraschall-Empfänger empfangen werden.

9. Extrakorporale Blutbehandlungsvorrichtung mit einer Vorrichtung zum Fördern von Flüssigkeiten nach einem der Ansprüche 1 bis 8.
10. Blutbehandlungsvorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Filtereinheit (1) eine Blutbehandlungseinheit, insbesondere ein Dialysator, oder ein Dialysatfilter ist.
11. Verfahren zum Fördern von Flüssigkeiten zu einer Filtereinheit einer medizinischen Behandlungsvorrichtung, wobei frischer Flüssigkeit gegen verbrauchte Flüssigkeit bilanziert wird,

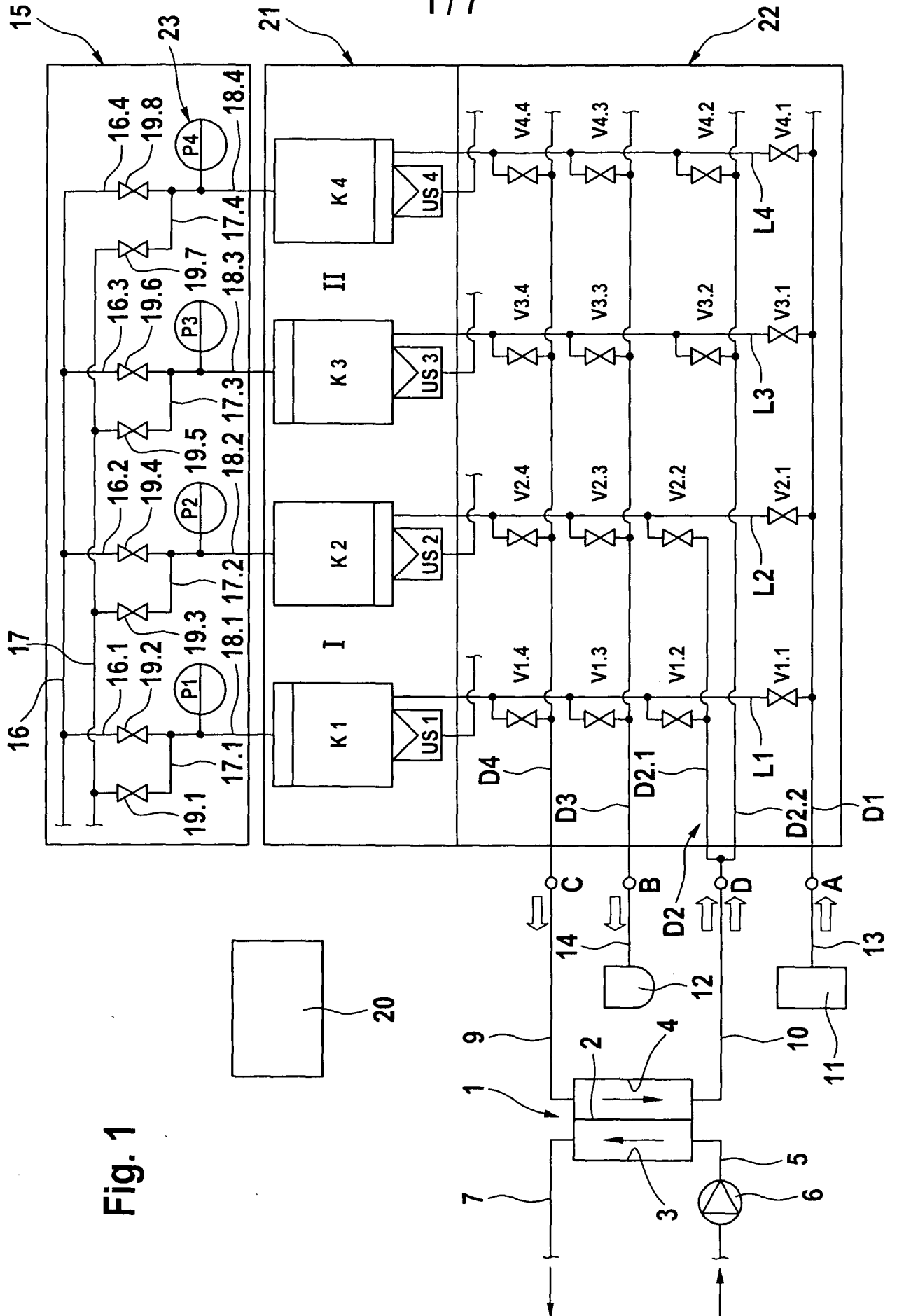
dadurch gekennzeichnet, dass

eine Kammern aufweisende Rezirkulationseinheit derart betrieben wird, dass ein die Filtereinheit einschließender Rezirkulationskreislauf geschaffen wird, in dem unabhängig von der Flüssigkeitsströmung in die Bilanziereinheit und aus der Bilanziereinheit Flüssigkeit in die Filtereinheit strömt und aus der Filtereinheit strömt.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten wechselweise Flüssigkeit aus der Filtereinheit in eine der Kammern der Rezirkulationseinheit gefördert wird, während Flüssigkeit aus einer anderen der Kammern in die Filtereinheit gefördert wird.
13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Rezirkulationseinheit eine erste Kammer und eine zweite Kammer aufweist, wobei in aufeinanderfolgenden Arbeitstakten wechselweise Flüssigkeit aus der Filtereinheit in eine der beiden Kammern gefördert wird, während Flüssigkeit aus der anderen der

beiden Kammern in die Filtereinheit gefördert wird.

14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass in einem vorausgehenden Arbeitstakt von aufeinanderfolgenden Arbeitstakten frische Flüssigkeit aus der ersten Kammer in die Filtereinheit gefördert wird, während aus der Filtereinheit verbrauchte Flüssigkeit in die zweite Kammer gefördert wird, und in einem nachfolgenden Arbeitstakt frische Flüssigkeit von der Flüssigkeitsquelle aus der zweiten Kammer in die Filtereinheit gefördert wird, während aus der Filtereinheit verbrauchte Flüssigkeit in die erste Kammer gefördert wird, so dass beide Kammern wechselweise sowohl mit frischer und als auch verbrauchter Flüssigkeit befüllt werden.
15. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass zum Fördern von Flüssigkeit ein Überdruck oder Unterdruck in den Kammern der Rezirkulationseinheit oder der Bilanziereinheit erzeugt wird.
16. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass die Filtereinheit eine Blutbehandlungseinheit, insbesondere ein Dialysator, oder ein Dialysatfilter ist.
17. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 16, dadurch gekennzeichnet, dass die Flüssigkeit eine Dialysierflüssigkeit ist.
18. Verfahren nach einem der Ansprüche 11 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass zum Umschalten der Kammern (K1, K2, K3, K4) der Füllstand in den Kammern auf der Grundlage der Laufzeit von Ultraschall-Impulsen ermittelt wird, die in das in der Kammer befindliche Medium eintreten, an der Grenzfläche von Medium und Luft reflektiert werden und aus dem Medium austreten.



2 / 7

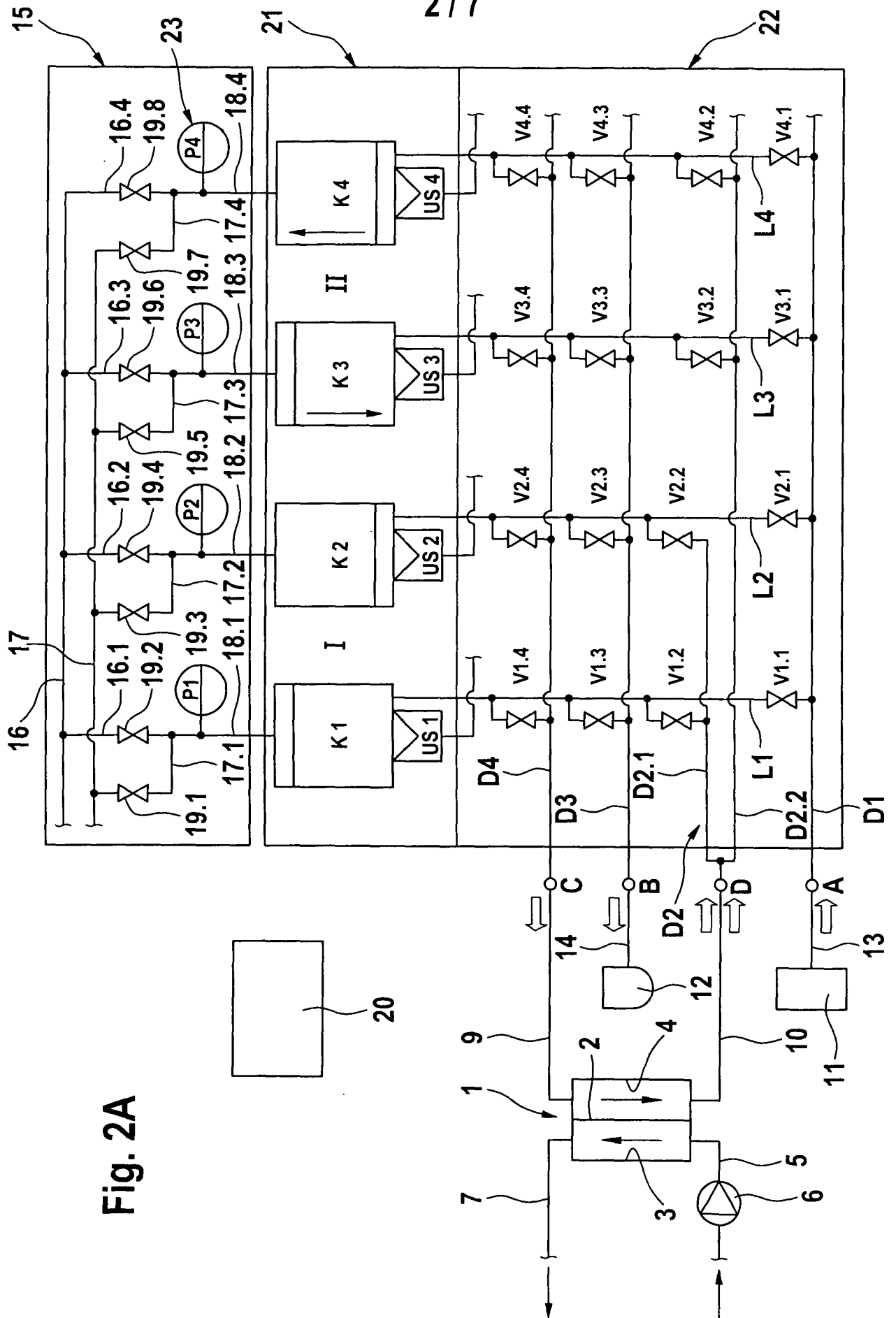


Fig. 2A

3 / 7

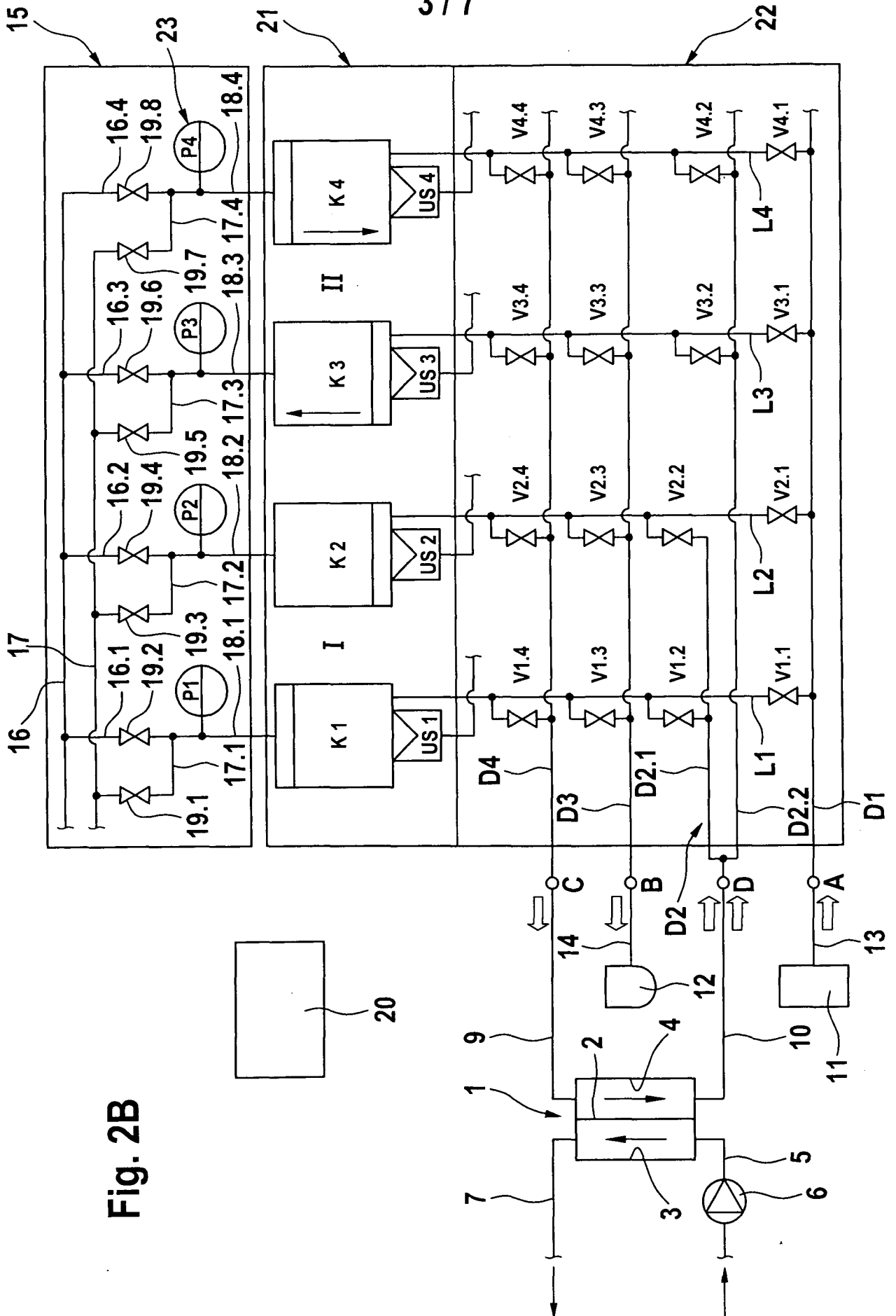
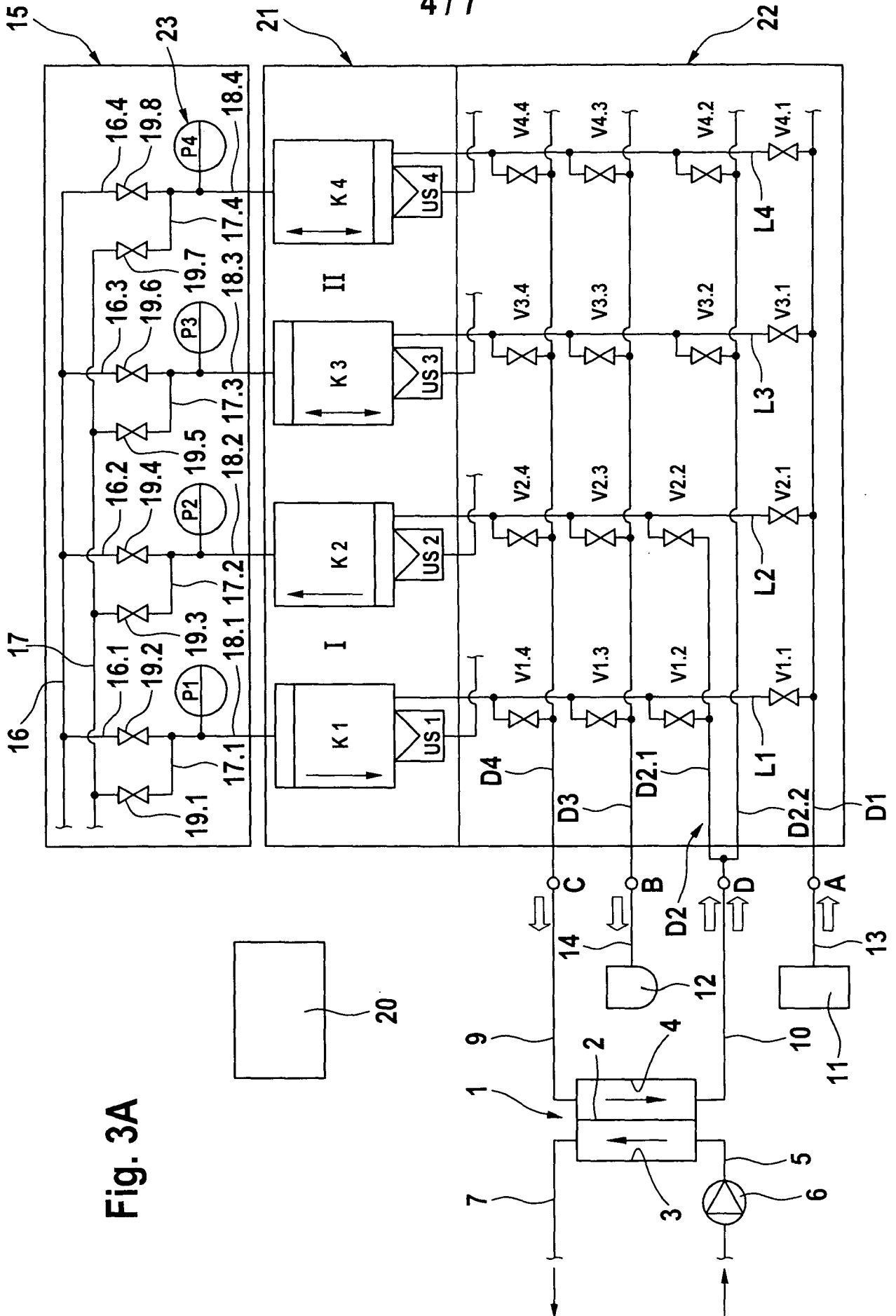


Fig. 2B

Fig. 3A



5 / 7

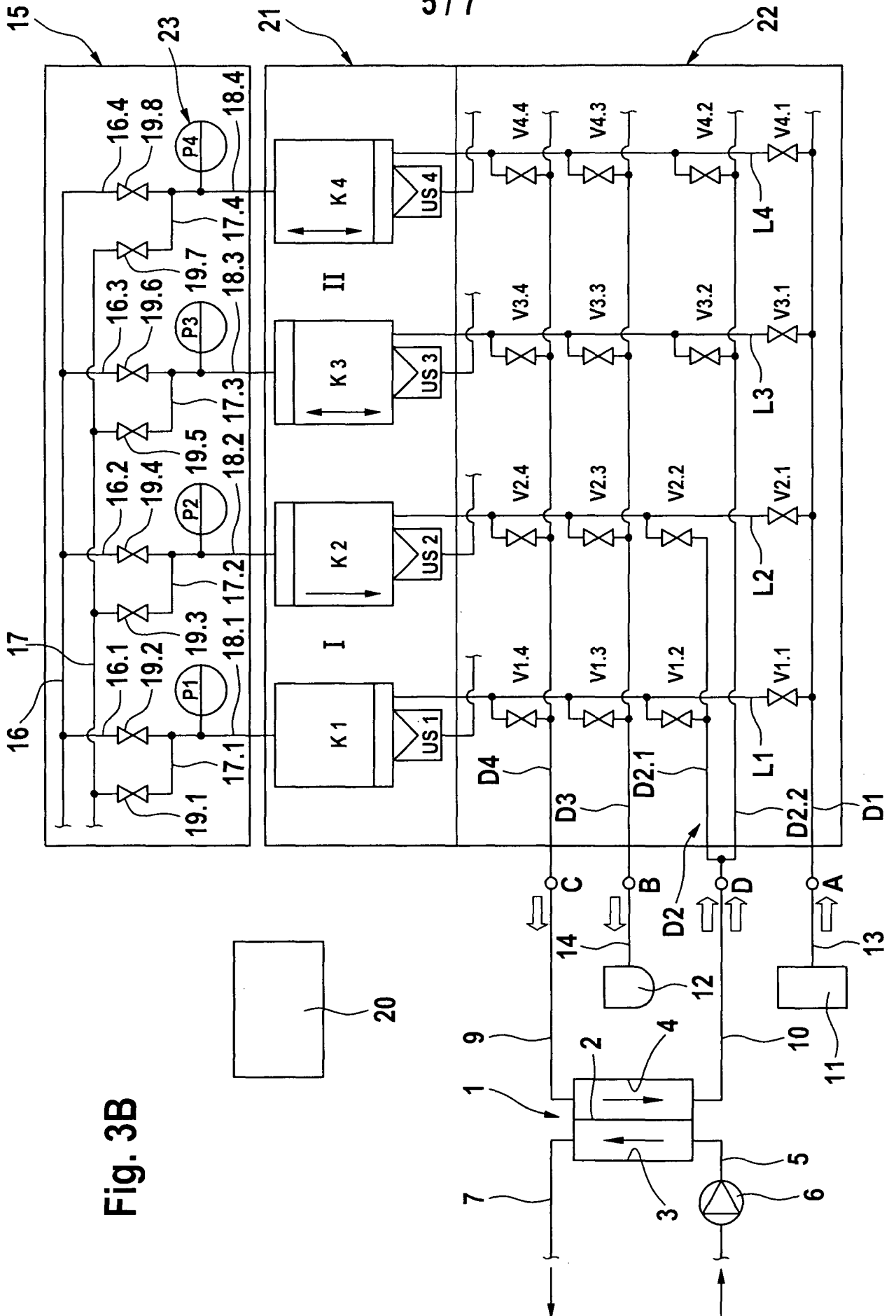


Fig. 3B

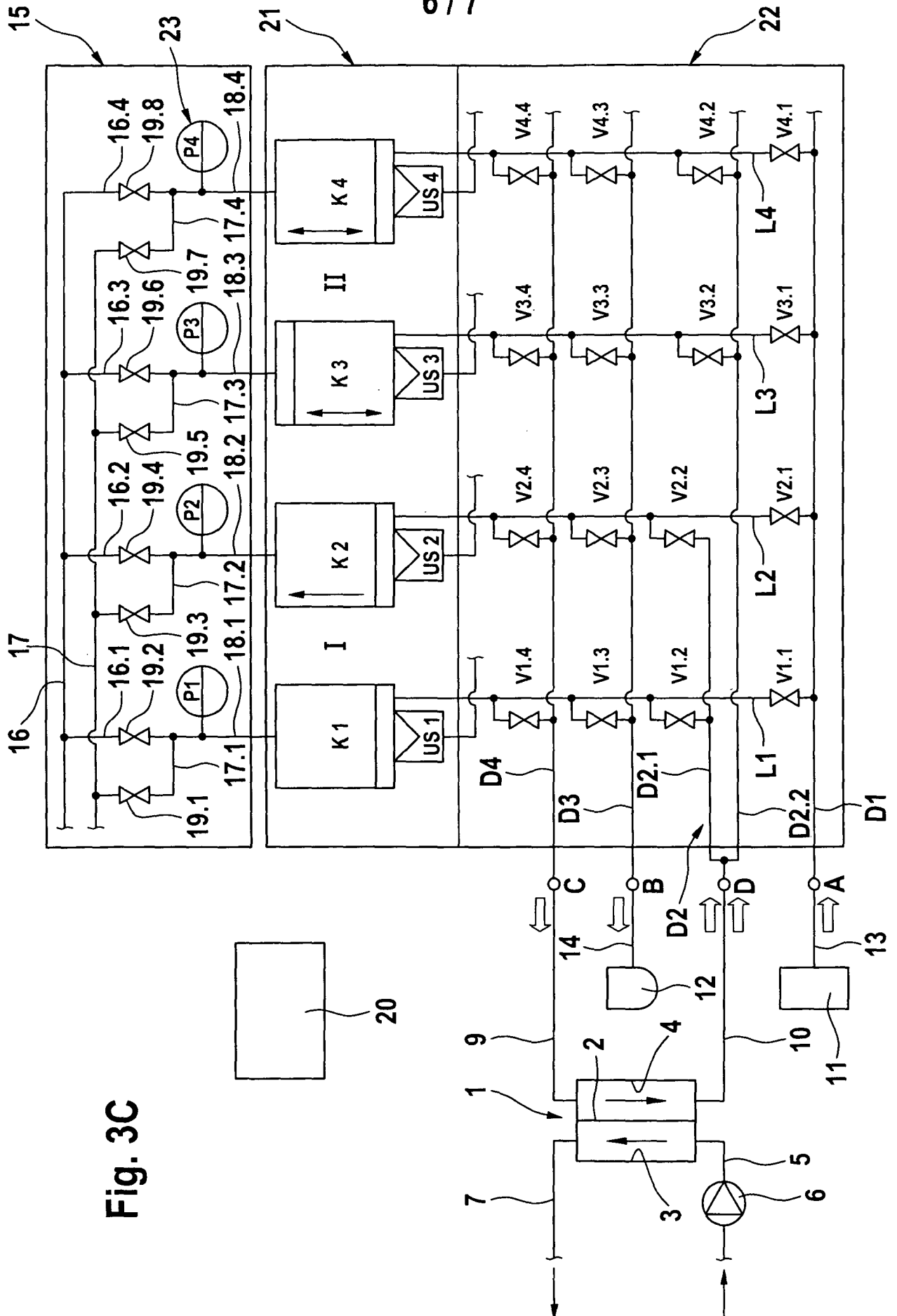
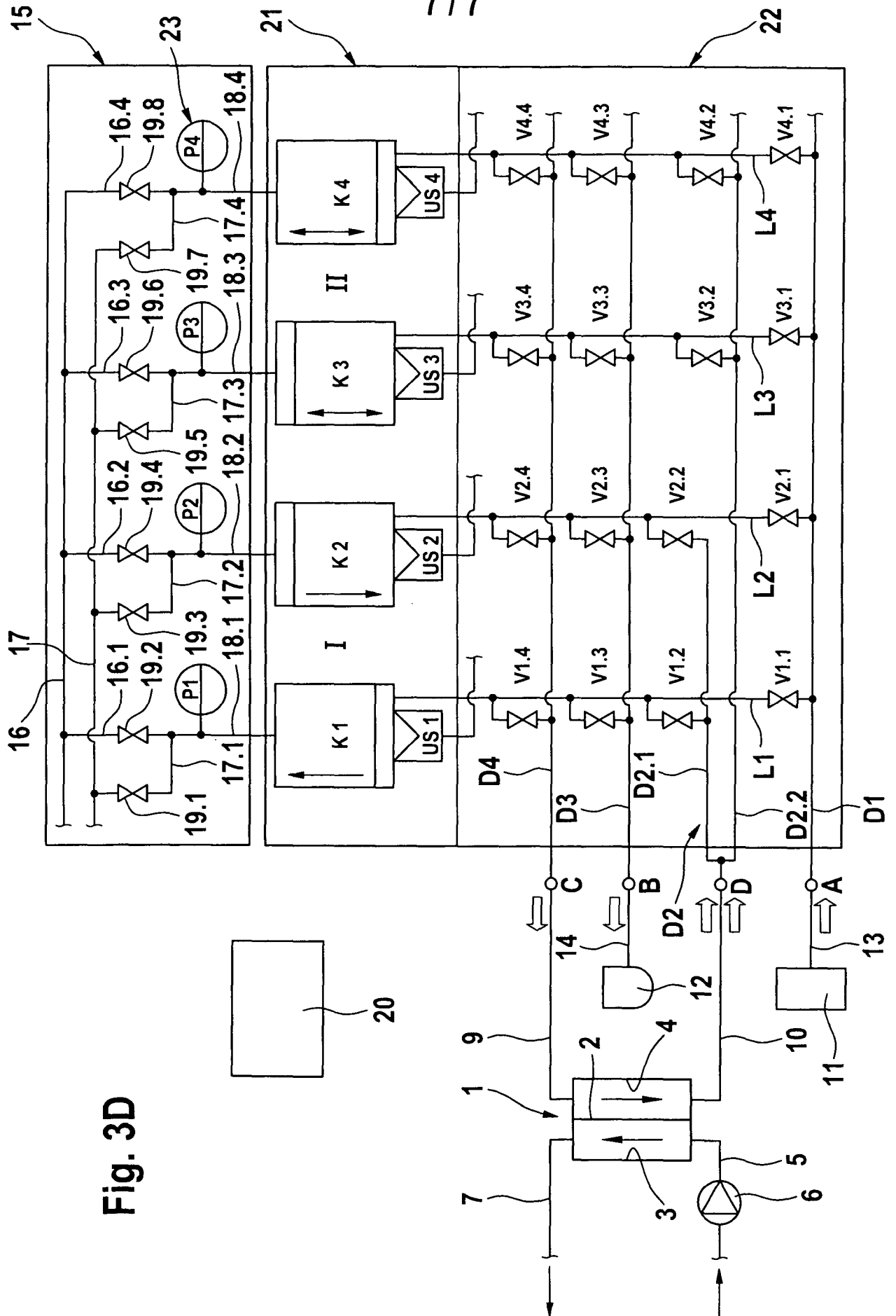


Fig. 3C

Fig. 3D



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2012/001593

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61M1/16

ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61M

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2011/038858 A1 (FRESENIUS MEDICAL CARE DE GMBH [DE]; WEIS MANFRED [DE]; LAUER MARTIN []) 7 April 2011 (2011-04-07) page 4, paragraph 2; figure 1 page 4, paragraph 5 - page 5, paragraph 1 page 3, lines 9-12 page 11, paragraph 4 page 6, paragraph 2 -----	1-18
X	DE 81 17 448 U1 (BERNHARD SCHLICK) 12 November 1981 (1981-11-12) page 4, paragraph 2; figure 1 page 9 -----	1,2,9-12



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

26 June 2012

Date of mailing of the international search report

04/07/2012

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Westsson, David

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2012/001593

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011038858	A1	07-04-2011	NONE
DE 8117448	U1	12-11-1981	NONE

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61M1/16
ADD.

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61M

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 2011/038858 A1 (FRESENIUS MEDICAL CARE DE GMBH [DE]; WEIS MANFRED [DE]; LAUER MARTIN []) 7. April 2011 (2011-04-07) Seite 4, Absatz 2; Abbildung 1 Seite 4, Absatz 5 - Seite 5, Absatz 1 Seite 3, Zeilen 9-12 Seite 11, Absatz 4 Seite 6, Absatz 2 -----	1-18
X	DE 81 17 448 U1 (BERNHARD SCHLICK) 12. November 1981 (1981-11-12) Seite 4, Absatz 2; Abbildung 1 Seite 9 -----	1,2,9-12



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

26. Juni 2012

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

04/07/2012

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Westsson, David

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2012/001593

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 2011038858	A1	07-04-2011	KEINE
DE 8117448	U1	12-11-1981	KEINE