



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2010 003 642.0**

(22) Anmeldetag: **01.04.2010**

(43) Offenlegungstag: **15.09.2011**

(51) Int Cl.: **A61M 1/14 (2006.01)**

A61M 1/16 (2006.01)

G01F 1/58 (2006.01)

(66) Innere Priorität:
10 2010 002 871.1 15.03.2010

(71) Anmelder:
**Fresenius Medical Care Deutschland GmbH,
61352, Bad Homburg, DE**

(74) Vertreter:
Molnia, David, 80333, München, DE

(72) Erfinder:
**Nikolic, Dejan, 60599, Frankfurt, DE; Heide,
Alexander, 65817, Eppstein, DE**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

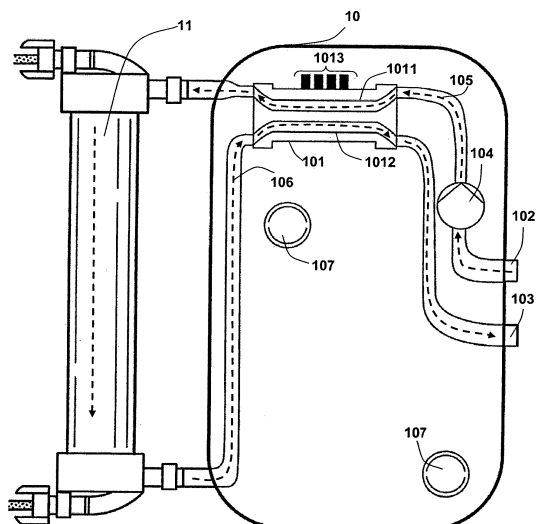
US	64 52 371	B1
US	74 65 285	B2
US	699 47 781	B2
US	2003/01 01 825	A1
US	2005/02 73 014	A1
US	2006/00 96 389	A1
US	54 17 119	A
EP	0 106 940	A2

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Kassette mit einem Sensor zur Bestimmung der Differenz eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung bezieht sich auf das Bilanzieren von Flüssigkeitsströmen in einem Dialysesystem. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf eine Kassette zum Fördern eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms in einem Dialysesystem, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom medizinische Flüssigkeitsströme wie beispielsweise Dialysatströme oder Blutströme sein können, wobei die Kassette einen Sensor als Vorrichtung zur Bilanzierung des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms aufweist und wobei der Sensor einen ersten Kanal für den ersten Flüssigkeitsstrom und einen zweiten Kanal für den zweiten Flüssigkeitsstrom aufweist. Ferner bezieht sich die Erfindung auf eine Dialysevorrichtung, die ausgestaltet ist, zumindest eine Kassette aufzunehmen, die wie oben dargelegt ausgestaltet ist. Des Weiteren bezieht sich die vorliegende Erfindung auf eine Anordnung, durch die zwei Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstrom ausgebildet werden. Zusätzlich bezieht sich die Erfindung auf ein Verfahren zum Aufbau der zwei Kanäle oder der Anordnung respektive.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf eine Kassette zum Fördern eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms, auf eine Vorrichtung zur Dialysebehandlung, auf eine Anordnung, die Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstrom aufweist, und auf ein Verfahren zum Aufbau der Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstrom oder zum Aufbau der Anordnung respektive.

[0002] Zur Entfernung von harnpflichtigen Substanzen und zum Flüssigkeitsentzug werden beim chronischen Nierenversagen verschiedene Verfahren zur apparativen Blutreinigung bzw. Blutbehandlung eingesetzt. Bei der Hämodialyse (HD) überwiegt der diffusive Stofftransport, bei der Hämofiltration (HF) liegt ein konvektiver Stofftransport über die Membran vor. Eine Kombination aus beiden Verfahren ist die Hämodiafiltration (HDF). Bei der Peritonealdialyse (PD) wird kein extrakorporaler Kreislauf benötigt und das Peritoneum als Kontaktmembran ausgenutzt.

[0003] Wegen der großen Austauschmengen besteht bei den genannten Verfahren, sowie auch bei der kontinuierlichen arterio-venösen HF, der kontinuierlichen veno-venösen HF und der Plasmafiltration (PF) die Notwendigkeit der exakten Bilanzierung von entzogener Flüssigkeit einerseits zur zugeführten Flüssigkeit andererseits und der zu ultrafiltrierenden Menge über die gesamte Behandlungszeit. Zum Stand der Technik gehören gravimetrische und volumetrische Bilanziersysteme.

[0004] Darüber hinaus sind auch Verfahren bekannt, die die Flüssigkeitsströme der in den Dialysator einfließenden Flüssigkeiten und der aus dem Dialysator ausfließenden Flüssigkeiten kontinuierlich messen und gegeneinander bilanzieren. Hierzu werden Durchflussmesssensoren verschiedener Ausgestaltungen verwendet.

[0005] Die hohe geforderte Genauigkeit und der damit verbundene hohe Aufwand für die Selektion bzw. die Kalibrierung der zur Bilanzierung eingesetzten Durchflusssensoren haben hohe Kosten zur Folge. Darüber hinaus kann es aus Gründen der Handhabbarkeit für das behandelnde medizinische Personal und aus Gründen der Hygiene vorteilhaft sein, möglichst viele den extrakorporalen Blutkreislauf und den Dialysatkreislauf betreffende Vorrichtungen einer Dialysebehandlung in einem Wegwerfdisposable zu integrieren. Wegen des nur einmaligen Gebrauchs dieses Dialyedisposables oder auch Kassette werden hierfür geringe Herstellungskosten angestrebt.

[0006] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung liegt darin, eine verbesserte Bilanzierung medizinischer Flüssigkeitsströme bereitzustellen.

[0007] Die medizinischen Flüssigkeiten sind bevorzugt Dialysat oder Blut.

[0008] Die Aufgabe wird gelöst durch eine Kassette mit einem ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstrom in einem Dialysesystem, wobei der erste Flüssigkeitsstrom Dialysatstrom oder Blutstrom sein kann und der zweite Flüssigkeitsstrom Dialysatstrom oder Blutstrom sein kann, wobei die Kassette einen Sensor als Vorrichtung zur Bestimmung der Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms aufweist und wobei der Sensor einen ersten Kanal für den ersten Flüssigkeitsstrom und einen zweiten Kanal für den zweiten Flüssigkeitsstrom aufweist.

[0009] Die Kassette kann auch zum Fördern von Blut in einem Dialysesystem eingesetzt werden, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom durch den Sensor Blut ist. Denkbar ist auch, dass die Kassette sowohl blutführende, als auch dialysatführende Flüssigkeitssysteme aufweist, wobei der Sensor sowohl Teil des blutführenden Flüssigkeitssystems, als auch des dialysatführenden Flüssigkeitssystems sein kann. In einer alternativen Ausführungsform kann der eine Sensor im ersten Kanal von Blut durchströmt werden und im zweiten Kanal von Dialysat durchströmt werden. In einer ebenfalls alternativen Ausführungsform können zwei der Sensoren jeweils im blutführenden Flüssigkeitssystem als auch im dialysatführenden Flüssigkeitssystem vorhanden sein.

[0010] Es ist allgemein anzumerken, dass die vorliegende Erfindung allgemein auf das Bilanzieren von oder Bestimmen der Differenz zwischen zwei Flüssigkeitsströmen, insbesondere medizinischen Flüssigkeitsströmen gerichtet ist. Gemäß einiger Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung können diese Flüssigkeitsströme Dialysatströme und/oder Blutströme aufweisen. Wenn im Nachfolgenden ein konkretes Ausführungsbeispiel auf einen konkreten Flüssigkeitsstrom wie Dialysatstrom oder Blutstrom zum Beispiel gerichtet ist, so versteht sich, dass ein ähnliches sinnvolles Ausführungsbeispiel auch auf einen allgemeinen (medizinischen) Flüssigkeitsstrom gerichtet sein kann. Ebenso verhält es sich auch mit Ausführungsbeispielen, die zunächst auf (medizinische) Flüssigkeitsströme allgemein gerichtet sind. Die betreffenden Ausführungsbeispiele können in sinnvoller Weise auch auf konkrete medizinische Flüssigkeitsströme wie z. B. Dialysat- und/oder Blutströme gerichtet sein.

[0011] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird eine Kassette für ein Dialysesystem bereitgestellt, die einen Sensor als eine kompakte Komponente oder Vorrichtung zur Bilanzierung zweier Flüssigkeitsströme bereitstellt. Mittels der erfindungsgemäßen Kassette wird ein unabhängiges Bilanziersystem ermöglicht, das eine hohe Genauigkeit der Bilanzierung gewährleistet.

[0012] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung sind der erste und der zweite Kanal im Wesentlichen parallel zueinander ausgestaltet; wobei der Sensor ausgestaltet ist, zur Bilanzierung oder Bestimmung der Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms den ersten und den zweiten Kanal einem Magnetfeld auszusetzen. Der erste und der zweite Kanal können dabei derart ausgestaltet sein, dass der erste Flüssigkeitsstrom in dem ersten Kanal entgegen dem zweiten Flüssigkeitsstrom in dem zweiten Kanal fließt oder dass der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom in die gleiche Richtung fließen.

[0013] Gemäß der vorliegenden Erfindung wird der Sensor in Form einer kompakten Komponente oder Vorrichtung zur Bilanzierung zweier Flüssigkeitsströme bereitgestellt, die nur ein Magnetfeld zur Bilanzierung benötigt. Durch die Zusammenführung der beiden Ströme in einem gemeinsamen Magnetfeld werden des Weiteren Fehler in der Bilanzierung der zwei Flüssigkeitsströme deutlich reduziert, die dadurch entstehen könnten, wenn zwei unabhängige Magnetfelder in beispielsweise zwei getrennten Durchflusssensoren von einander abweichen würden. Ferner kann der Sensor als Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms auf eine kompakte Weise gebaut werden, ohne dass viel Platz zur Unterbringung des Sensors in der Kassette benötigt wird.

[0014] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung entsteht durch das Magnetfeld eine Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem ersten Flüssigkeitsstrom des ersten Kanals und in dem zweiten Flüssigkeitsstrom des zweiten Kanals; und der Sensor ist ausgestaltet, eine erste Spannung zu messen, die durch die Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem ersten Flüssigkeitsstrom erzeugt wird und durch das Fließen des ersten Flüssigkeitsstroms in dem ersten Kanal entsteht, und eine zweite Spannung zu messen, die durch die Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem zweiten Flüssigkeitsstrom erzeugt wird und durch das Fließen des zweiten Flüssigkeitsstroms in dem zweiten Kanal entsteht, wobei die erste und die zweite Spannung zur Bilanzierung oder Bestimmung der Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms verwendet werden.

[0015] Auf diese Weise erlaubt die vorliegende Erfindung eine sehr genaue Bilanzierung der beiden Flüssigkeits- oder Dialysatströme in einer einzigen Vorrichtung – dem Sensor – unter Verwendung eines einzigen Magnetfeldes auf die Kanäle, durch die die beiden Flüssigkeitsströme fließen.

[0016] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist der Sensor ausgestaltet, zu

mindest ein Signal an eine Vorrichtung zur Dialysebehandlung zu übermitteln, das die gemessene erste und die gemessene zweite Spannung oder einen aus der ersten und zweiten gemessenen Spannung abgeleiteten Wert aufweist. Auf diese Weise wird die Unabhängigkeit der Kassette und des Sensors von anderen Einheiten, Komponenten oder Vorrichtungen eines Dialysesystems gestärkt.

[0017] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist an dem ersten Kanal mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals angebracht, die ausgestaltet ist, die erste Spannung zu messen; und an dem zweiten Kanal ist mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals angebracht, die ausgestaltet ist, die zweite Spannung zu messen. Dadurch ist gemäß der vorliegenden Erfindung eine genaue Bestimmung der Spannungen in den Kanälen der Vorrichtung möglich.

[0018] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weist der Sensor eine Messzelle auf, die den ersten und den zweiten Kanal aufweist und die dem Magnetfeld derart ausgesetzt wird, dass auf beide Kanäle dieselbe magnetische Feldstärke und derselbe transiente Verlauf des magnetischen Felds wirkt. Dadurch wird eine gleiche Wirkung des Magnetfelds auf die beiden Kanäle in dem Sensor gewährleistet. Die Messzelle kann dabei von dem Magnetfeld umschlossen werden.

[0019] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung sind der erste und der zweite Kanal gleich ausgeformt und gleich groß. Insbesondere weisen die Kanäle eine Gleichheit im Bezug auf ihre Form, Größe und Dimension auf. Dadurch wird die Genauigkeit der Bilanzierung unterstützt.

[0020] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung sind der erste und der zweite Kanal aus mindestens drei bezüglich Form und Dimension gleichen Teilen ausgebildet; in jedem der mindestens drei Teile ist ein Flüssigkeitslauf auf mindestens einer von zwei gegenüberliegenden Flächen ausgeformt; und die mindestens drei Teile sind zum Ausbilden des ersten und des zweiten Kanals derart durch ein Auf- oder Anreihen der mindestens drei Teile an den mit Flüssigkeitsläufen ausgeformten Seiten der mindestens drei Teile zusammengesetzt, dass zwischen einem ersten und einem zweiten Teil der mindestens drei Teile der erste Kanal und zwischen dem zweiten und einem dritten Teil der mindestens drei Teile der zweite Kanal entsteht, wobei der erste und der zweite Kanal die gleiche Form aufweisen, zueinander parallel sind und nebeneinander oder übereinander angeordnet sind. Gemäß einem Ausführungsbeispiel sind die mindestens drei Teile im Wesentlichen quaderförmig. Gemäß der vorliegenden Erfindung können die mindestens drei Teile auch andere geeignete Formen aufweisen.

[0021] Dadurch wird ein äußerst exakter und reproduzierbarer Kanalquerschnitt ermöglicht, der aufgrund der Temperaturabhängigkeit der Kanalgeometrie in Dialysesystemen von großer Wichtigkeit ist. Ferner wird auf diese Weise eine gleiche und sogar identische Ausgestaltung der zwei Kanäle ermöglicht, die für die Genauigkeit der Bilanzierung sorgt und sie darüber hinaus ermöglicht.

[0022] Gemäß einer Ausgestaltung des vorliegenden Ausführungsbeispiels weisen die mindestens drei Teile Befestigungseinheiten auf, mittels derer die mindestens drei Teile zusammengesteckt werden. Dadurch wird eine schnelle und kostengünstige Produktion der die zwei Kanäle aufweisenden Anordnung ermöglicht, welche der Genauigkeit der Bilanzierung nicht im Wege steht.

[0023] Gemäß einer Ausgestaltung des vorliegenden Ausführungsbeispiels sind die mindestens drei Teile mittels eines identischen Spritzwerkzeugs gefertigte Teile. Dadurch wird eine identische oder zumindest im Wesentlichen gleiche Ausgestaltung der Kanäle unterstützt.

[0024] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung des vorliegenden Ausführungsbeispiels weist der erste Kanal eine weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals auf, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem ersten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des ersten Flüssigkeitsstroms entsteht; die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals ist auf einer Seite des ersten Kanals platziert, die gegenüber einer weiteren Seite des ersten Kanals liegt, auf der die weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals platziert ist, wobei das Magnetfeld parallel zu der einen und zu der weiteren Seite des ersten Kanals gerichtet ist; der zweite Kanal weist eine weitere Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals auf, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem zweiten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des zweiten Flüssigkeitsstroms entsteht; und die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals ist auf einer Seite des zweiten Kanals platziert, die gegenüber einer weiteren Seite des zweiten Kanals liegt, auf der die weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals platziert ist, wobei das Magnetfeld parallel zu der einen und zu der weiteren Seite des zweiten Kanals gerichtet ist.

[0025] Gemäß eines weiteren Ausführungsbeispiels der, vorliegenden Erfindung sind der erste und der zweite Kanal durch Einrichten einer Trennwand in einem den ersten und den zweiten Kanal umfassenden Kanal derart ausgeformt, dass der erste und der zweite Kanal eine gleiche Ausformung aufweisen, wobei das Magnetfeld parallel zu der Trennwand gerichtet ist.

[0026] Gemäß einer Ausgestaltung des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des ersten Kanals platziert; die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals ist an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des zweiten Kanals platziert; und an der Trennwand ist eine gemeinsame Spannungsmesseinheit angebracht, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem ersten und in dem zweiten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms entsteht, wobei die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals, die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals und die gemeinsame Spannungsmesseinheit im Wesentlichen auf gleicher Höhe des ersten und des zweiten Kanals eingerichtet sind.

[0027] Gemäß einer anderen Ausgestaltung des vorliegenden Ausführungsbeispiels ist die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des ersten Kanals platziert; die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals ist an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des zweiten Kanals platziert; und die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals und die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals sind im Wesentlichen auf gleicher Höhe des ersten und des zweiten Kanals eingerichtet.

[0028] Durch die letzten zwei Ausführungsbeispiele wird deutlich, dass die Kassette und der Sensor als Vorrichtung zum Bilanzieren gemäß der vorliegenden Erfindung sehr variabel und konkreten Bedürfnissen anpassbar ausgestaltet werden können, ohne dass sie ihre oben und nachfolgend genannten Vorteile einbüßen müssen.

[0029] Die oben genannte Aufgabe der vorliegenden Erfindung wird auch mittels einer Vorrichtung zur Dialysebehandlung erreicht, wobei die Vorrichtung zur Dialysebehandlung zumindest ein Aufnahmemittel aufweist, das zum Aufnehmen zumindest einer Kassette ausgestaltet ist, die der oben genannten und nachfolgend genauer beschriebenen Kassette entspricht.

[0030] Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist die Vorrichtung zur Dialysebehandlung ausgestaltet, eine erste Spannung und eine zweite Spannung zu erfassen, wobei die erste Spannung dem ersten Flüssigkeitsstrom und die zweite Spannung dem zweiten Flüssigkeitsstrom entspricht und wobei die erste und die zweite Spannung durch den oben skizzierten und nachfolgend genauer erläuterten Sensor der Kassette gemessen wurden.

[0031] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weist die Vorrichtung zur Dialysebehandlung eine Steuereinheit auf, die ausgestaltet ist, unter Verwendung des Signals den Fluss einer medizinischen Flüssigkeit zu steuern und/oder zu regeln. Die Steuereinheit ist ausgestaltet, die Förderraten mindestens einer Pumpe zu steuern. Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weist die Pumpe eine der folgenden Pumpen auf: eine Blutpumpe; eine Dialysatpumpe; eine Ultrafiltrationspumpe.

[0032] Die oben genannte Aufgabe der vorliegenden Erfindung wird auch mittels einer Anordnung erreicht, die mindestens drei bezüglich Form und Dimension gleiche Teile aufweist, wobei in jedem der mindestens drei Teile ein Flüssigkeitslauf auf mindestens einer von zwei gegenüberliegenden Flächen ausgeformt ist und wobei die mindestens drei Teile zum Ausbilden eines ersten und eines zweiten Kanals derart durch ein Auf- oder Anreihen der mindestens drei Teile an den mit Flüssigkeitsläufen ausgeformten Seiten der mindestens drei Teile zusammengesetzt sind, dass zwischen einem ersten und einem zweiten Teil der mindestens drei Teile der erste Kanal und zwischen dem zweiten und einem dritten Teil der mindestens drei Teile der zweite Kanal entsteht, wobei der erste und der zweite Kanal die gleiche Form aufweisen, zueinander parallel sind und nebeneinander oder übereinander angeordnet sind. Gemäß einem Ausführungsbeispiel weisen die mindestens drei Teile eine im Wesentlichen quaderförmige Form auf. Gemäß der vorliegenden Erfindung können die mindestens drei Teile auch andere geeignete Formen aufweisen.

[0033] Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist die Anordnung zum Einsetzen in eine Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms ausgestaltet, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom Dialysatströme oder Blutströme sind oder sein können und wobei der erste Kanal für einen ersten Flüssigkeitsstrom und der zweite Kanal für einen zweiten Flüssigkeitsstrom ausgestaltet ist.

[0034] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung entspricht die vorstehend genannte Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms dem oben skizzierten und nachfolgend genauer erläuterten Sensor der Kassette.

[0035] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weisen die mindestens drei Teile Befestigungseinheiten auf, mittels derer die mindestens drei Teile zusammengesteckt werden.

[0036] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung sind die drei Teile mittels eines gleichen Spritzwerkzeugs gefertigte Teile.

[0037] Die oben genannte Aufgabe der vorliegenden Erfindung wird des Weiteren auch mittels eines Verfahrens zum Aufbau eines ersten Kanals für einen ersten Flüssigkeitsstrom und zum Aufbau eines zweiten Kanals für einen zweiten Flüssigkeitsstrom gelöst, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom Dialysatströme oder Blutströme sind oder sein können, wobei der erste und der zweite Kanal mittels mindestens drei bezüglich Form und Dimension gleichen Teilen aufgebaut werden, wobei in jedem der mindestens drei Teile ein Flüssigkeitslauf auf mindestens einer von zwei gegenüberliegenden Flächen ausgeformt ist und wobei das Verfahren aufweist:

- Zusammensetzen der mindestens drei Teile zum Ausbilden des ersten und des zweiten Kanals durch ein Auf- oder Anreihen der mindestens drei Teile an den mit Flüssigkeitsläufen ausgeformten Seiten der mindestens drei Teile derart, dass zwischen einem ersten und einem zweiten Teil der mindestens drei Teile der erste Kanal und zwischen dem zweiten und einem dritten Teil der mindestens drei Teile der zweite Kanal entsteht, wobei der erste und der zweite Kanal die gleiche Form aufweisen, zueinander parallel sind und nebeneinander oder übereinander angeordnet sind.

[0038] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weisen die mindestens drei Teile eine im Wesentlichen quaderförmige Form auf. Gemäß der vorliegenden Erfindung können die mindestens drei Teile auch andere geeignete Formen aufweisen.

[0039] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung weisen die drei Teile Befestigungseinheiten auf und das Zusammensetzen weist ein Zusammenstecken der drei Teile mittels der Befestigungseinheiten auf.

[0040] Die mindestens drei Teile können durch verschiedene Techniken miteinander fluiddicht verbunden werden, z. B. durch Durchlichtlaserverschweißung, Spiegelschweißen, Ultraschallschweißen, Klebung etc.

[0041] Durch die oben kurz präsentierten und nachfolgend detaillierter erläuterten Gegenstände der vorliegenden Erfindung wird ein unabhängiges und im Hinblick auf seine Genauigkeit deutlich verbessertes Bilanzieren von Dialysatflüssen ermöglicht. Des Weiteren erlaubt die vorliegende Erfindung eine kostengünstige Lösung zum Bilanzieren von Dialysatflüssen, die dabei auch die hohen Anforderungen an die Genauigkeit der Messungen und an die Präzision der Ausgestaltung und Konstruktion erfüllt.

[0042] Im Folgenden werden Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung detailliert mit Bezug auf die unten beigefügten Figuren beschrieben.

[0043] Es zeigt:

[0044] Fig. 1a das Verwenden einer Kassette zum Fördern von Dialysatströmen in einer Dialysevorrichtung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung;

[0045] Fig. 1a das Verwenden einer Kassette zum Fördern von Dialysatströmen in einer Dialysevorrichtung gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung;

[0046] Fig. 2 eine Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung;

[0047] Fig. 3a, Fig. 3b in einer Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms eingerichtete Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstroms gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung;

[0048] Fig. 4a, Fig. 4b in einer Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms eingerichtete Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstroms gemäß zwei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung;

[0049] Fig. 5a, Fig. 5b, Fig. 5c eine Anordnung, die zwei Kanäle für zwei Flüssigkeitsströme aufweist, und den Aufbau der Anordnung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung;

[0050] Fig. 6a, Fig. 6b eine Anordnung, die zwei Kanäle für zwei Flüssigkeitsströme aufweist, und den Aufbau der Anordnung gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung; und

[0051] Fig. 7 eine Dialysevorrichtung, die gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ausgestaltet ist.

[0052] Fig. 1a und Fig. 1b zeigen das Verwenden einer Kassette 10 zum Fördern von Dialysatströmen 105, 106 in einer Dialysevorrichtung gemäß jeweils einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Es ist im Bezug auf Fig. 1a und Fig. 1b anzumerken, dass die Einheiten, Komponenten oder Vorrichtungen, die sowohl in Fig. 1a als auch in Fig. 1b die gleichen Bezugszeichen aufweisen, in beiden Ausführungsbeispielen den gleichen Einheiten, Komponenten oder Vorrichtungen entsprechen. Die Dialysevorrichtung ist in Fig. 1a und in Fig. 1b nicht gezeigt, kann aber beispielsweise wie in Fig. 7 angedeutet ausgestaltet sein. Die Dialysevorrichtung

weist Aufnahmemittel auf, welche die Kassette 10 aufnehmen können. Die Kassette 10 weist gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel zwei Zentrierungseinheiten 107, mittels derer die Kassette 10 in der Dialysevorrichtung in der gewünschten Position arretiert, eingesetzt werden kann. Die Zentrierungen 107 können beispielsweise als Führungslöcher für aus der Dialysevorrichtung ragende Stifte eingeführt werden. Die vorliegende Erfindung erlaubt auch das Verwenden weiterer Mittel zum Einsetzen der Kassette 10 in der Dialysevorrichtung und ist nicht auf die Zentrierungseinheiten 107 beschränkt.

[0053] Kassetten zum Fördern von Dialysatströmen wie die Kassette 10 sind allgemein bekannt. Eine herkömmliche Kassette ist beispielsweise in der Patentanmeldung DE 10224 750 beschrieben. Die in Fig. 1a und in Fig. 1b gezeigten Darstellungen der Kassette 10 richten sich im Wesentlichen auf die für das vorliegende Ausführungsbeispiel notwendigen Teile der erfindungsgemäßen Kassette. Daher sind weitere Vorrichtungen, Einheiten oder Teile eines Dialysekreislaufs (z. B. Sensoren, Aktoren usw.) die sich üblicher Weise in der Kassette 10 befinden können, aus Gründen der Übersichtlichkeit in Fig. 1a und in Fig. 1b nicht gezeigt, können aber gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel in der Kassette 10 enthalten sein.

[0054] Die Kassette 10 weist gemäß Fig. 1a und Fig. 1b einen Dialysateingang 102 von einer Frischdialysatquellen und einen Dialysatausgang 103 auf.

[0055] Zum Pumpen des Dialysatstroms 105 weist die Kassette 10 gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel eine Dialysatpumpe 104 auf. Die Förderquote der Dialysatpumpe 104 bestimmt die Höhe der Dialysatflussrate.

[0056] Gemäß dem Ausführungsbeispiel der Fig. 1b kann die Kassette 10 überdies eine Ultrafiltrationspumpe 108 aufweisen, die flussabwärts des Dialysefilters 11 Dialysat aus dem Dialysefilter 11 entfernen kann.

[0057] Der Dialysatstrom 105 fließt von der Frischdialysatquelle in den Eingang 102 über den Sensor 101, welcher zur Bilanzierung von Flüssigkeitsströmen ausgestaltet ist, zum Dialysefilter 11. Im Dialysefilter 11 findet über die semipermeable Membran des Dialysefilters 11 ein Stoffaustausch zwischen Patientenblut und Dialysat statt, in Folge dessen das Blut des Patienten von Giftstoffen gereinigt wird. Zusätzlich kann durch einen Druckunterschied zwischen Dialysatseite und Blutseite der semipermeablen Membran Flüssigkeit über die Membran aus dem Blut in das Dialysat filtriert werden, um den Patienten zu entwässern. Das Volumen der aus dem Patientenblut auf die Dialysatseite filtrierten Flüssigkeit pro Zeiteinheit wird Ultrafiltrationsrate genannt

und wird vom behandelnden Arzt individuell verordnet. Durch den Flüssigkeitsübertritt im Dialysefilter **11** ist der Dialysatstrom **106**, der aus dem Dialysatfilter **11** ausfließt, größer als der Dialysatstrom **105**, der in den Dialysefilter **11** einfließt. Da die Differenz der beiden Ströme **105**, **106** nur aus dem Patientenblut stammen kann, ist die Differenz gleichbedeutend mit der Ultrafiltrationsrate.

[0058] Die Ultrafiltrationsrate ist neben den Eigenschaften des Dialysefilters **11** in erster Linie vom Druckunterschied zwischen Blut und Dialysatseite im Dialysefilter **11** abhängig. Es gilt, dass umso mehr Flüssigkeit aus dem Blut auf die Dialysatseite filtriert wird, je höher der Drucküberschuss auf der Blutseite ist. Der sich einstellende Druck auf beiden Seiten der semipermeablen Membran ist proportional zur Förderseite des Blutes und des Dialysats. Somit kann durch eine Steuer- oder Regelung der Förderrate des vorzugsweise Dialysats über die Dialysatpumpe **104** die Ultrafiltrationsrate geregelt werden. Eine Steuerung der Blutpumpe (in **Fig. 1a** und **Fig. 1b** nicht gezeigt) oder der Blut- und der Dialysatpumpe ist ebenfalls denkbar.

[0059] Da Blut- bzw. Dialysatfluss therapeutisch vom Arzt vorgegeben und damit wenig veränderbare Größen sind, kann der Transmembrandruck auch mit der Ultrafiltrationspumpe **108** erzeugt werden (siehe **Fig. 1b**). Diese zieht zusätzlich Dialysat **106** flussabwärts des Dialysefilters **11** aus dem Dialysefilter ab. Dies kann kontinuierlich oder periodisch erfolgen. Wird okkludierend flussaufwärts des Dialysators das Dialysat gefördert, z. B. durch die Ausgestaltung der Dialysatpumpe **104** als Schlauchrollenpumpe, muss das von der Ultrafiltrationspumpe **108** zusätzlich aus dem Dialysefilter **11** entfernte Volumen über die semipermeable Membran des Dialysefilters **11** aus dem Blut stammen und stellt somit das Ultrafiltrat dar. Die Ultrafiltration kann in dem Fall kontinuierlich erfolgen. Wird nicht okkludierend Dialysat flussaufwärts des Filters **11** Dialysat gefördert, z. B. durch die Ausgestaltung der Dialysatpumpe **11** als Zentrifugalpumpe, müssen zusätzliche okkludierende Mittel flussaufwärts des Filters **11** vorhanden sein (z. B. Quetschventile, nicht in **Fig. 1b** gezeigt), die während der Förderung der Ultrafiltrationspumpe **108** das Dialysatflüssigkeitssystem okkludieren. Das von der Ultrafiltrationspumpe **108** zusätzlich entfernte Volumen muss in dem Fall über die semipermeable Membran des Dialysefilters **11** aus dem Blut stammen und stellt somit das Ultrafiltrat dar. Die Ultrafiltration erfolgt dann periodisch. Die Dialysepumpe **104** und die Ultrafiltrationspumpe **108** arbeiten dann abwechselnd.

[0060] In beiden Fällen fließt das zusätzliche Flüssigkeitsvolumen, das das Ultrafiltrat ist, über den Sensor **101** und den Kanal **1012**. Somit ist das Ultrafiltrationsvolumen bekannt. Die Sensorsignale des

Sensors **101** können in weiter unten beschreibender Weise dann auch in dieser Ausführungsform dazu benutzt werden, die Förderrate der Ultrafiltrationspumpe **108** so einzustellen, dass sich die gewünschte Ultrafiltrationsrate einstellt.

[0061] Der Sensor **10** weist zum Durchfließen des Blut- oder Dialysatstroms **105**, der vom Patienten kommt, einen ersten Kanal **1011** auf und zum Durchfließen des Blut- oder Dialysatstroms **106**, der nach dem Filtern zum Patienten fließt, einen zweiten Kanal **1012** auf. Die Bezeichnungen „erster“ und „zweiter“ sind in dieser Beschreibung nicht als einschränkend zu sehen und dienen lediglich einer besseren Unterscheidung der beiden Kanäle **1011**, **1012** des Sensors **10**.

[0062] Die beiden Kanäle **1011**, **1012** sind im Wesentlichen parallel zueinander ausgestaltet. Sie können übereinander oder nebeneinander angeordnet sein, die vorliegende Erfindung weist diesbezüglich keine Einschränkungen auf. Die Blut- oder Dialysatströme **105**, **106** fließen im Sensor **101** gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel im Gegenstrom aneinander vorbei. Die vorliegende Erfindung ist jedoch nicht auf die gegenströmige Richtung der Ströme **105**, **106** beschränkt. Gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel können die Flüssigkeitsströme **105**, **106** auch in die gleiche Richtung fließen.

[0063] Ein weiteres Ausführungsbeispiel, das analog dem Ausführungsbeispiel, der **Fig. 1** ist, wird dadurch realisiert, dass der Sensor **101** zur Bilanzierung von Blut benutzt wird. Dadurch, dass Flüssigkeit bei der Ultrafiltration von der Blut- auf die Dialysatseite filtriert wird, besteht auch die Möglichkeit, auf der Blutseite zu bilanzieren, da die Blutströme in und aus dem Dialysefilter dann unterschiedlich sind. Diese Differenz kann ebenfalls vom Sensor **101** detektiert werden. Dieses Ausführungsbeispiel kann analog dem Ausführungsbeispiel in **Fig. 1** ausgestaltet sein, mit dem Unterschied, dass nun Blut am Eingang **102** über den ersten Kanal **1011** des Sensors **101** fließt. Von dort wird das Blut über den unteren Bluteingang des Dialysefilters durch den Filter und von dem oberen Blutausgang des Filters durch den zweiten Kanal **1012** des Sensors gefördert. Es ist grundsätzlich auch möglich, beide Ausführungen in einer Kassette **10** zu integrieren, die dann zwei Sensoren **101** aufweist.

[0064] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel der **Fig. 1** erfasst der Sensor **101** die Spannungen, die durch das Strömen des Blut- oder Dialysatstroms **105** im Kanal **1011** und durch das Strömen des Blut- oder Dialysatstroms **106** im Kanal **1012** entstehen. Das Erfassen der Spannungen wird genauer im Bezug auf das Ausführungsbeispiel der **Fig. 2** erläutert werden. Die Spannungen werden im Sensor **101** mittels entsprechender Spannungsmesseinhei-

ten erfasst, welche z. B. Elektroden sein können. Das Einsetzen von Spannungsmesseinheiten in diesem Zusammenhang ist im Allgemeinen bekannt und wird deswegen nicht im Einzelnen erläutert, siehe beispielsweise die Patentanmeldung GB 2 003 274 A, in der das Einsetzen von Elektroden offenbart wird. Gemäß der vorliegenden Erfindung können beliebige geeignete bekannte Spannungsmesseinheiten verwendet werden.

[0065] Der Sensor **101** ist ausgestaltet, die erfassten oder gemessenen Spannungen der Blut- oder Dialysatströme **105**, **106** in den Kanälen **1011**, **1012** an die Dialysevorrichtung zu übermitteln oder zu senden. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weist der Sensor **101** vier Spannungsmesseinheiten auf, die in **Fig. 1** nicht gezeigt sind, wobei jeweils zwei von denen an einem der Kanäle **1011**, **1012** angebracht sind. Die Anzahl der eingesetzten Spannungsmesseinheiten kann gemäß der vorliegenden Erfindung variieren und ist nicht auf die Verwendung von vier Spannungsmesseinheiten eingeschränkt. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel werden Elektroden als Spannungsmesseinheiten verwendet. Zum Weiterleiten oder Senden der gemessenen Spannungen an die Dialysevorrichtung weist der Sensor **101** zumindest eine Übermittlungseinheit auf. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel ist diese Übermittlungseinheit ein Kontakt. Ferner werden gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel vier Übermittlungseinheiten **1013** als Kontakte eingesetzt. Die Anzahl der eingesetzten Übermittlungseinheiten **1013** kann gemäß der vorliegenden Erfindung variieren und ist nicht auf die Verwendung von vier Übermittlungseinheiten **1013** eingeschränkt. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel entspricht die Anzahl der Übermittlungseinheiten **1013** der Anzahl der Spannungsmesseinheiten. Dabei ist jede Elektrode, die als Spannungsmesseinheit verwendet wird, einer Übermittlungseinheit bzw. einem Kontakt **1013** zugeordnet. Die Kontakte **1013** sind die Kontakte der vier Elektroden. Die Kontakte **1013** sind gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel an einer Seite des Sensors **101** aus dem Sensor **101** herausgeführt und sind mit der Dialysevorrichtung leitend verbunden. Mittels dieser Kontakte **1013** übermitteln der Sensor **101** die bestimmten oder gemessenen Spannungswerte der Dialysevorrichtung, welche die Spannungswerte aus den Kontakten **1013** ablesen kann.

[0066] Die Spannungswerte der Kanäle **1011**, **1012** werden zum Bilanzieren der Blut- oder Dialysatströme **105**, **106** eingesetzt. Dieses wird ausführlicher im Bezug auf die **Fig. 8** erläutert.

[0067] Es ist anzumerken, dass die vorliegende Erfindung nicht auf die Verwendung von Kontakten **1013** als Übermittlungseinheiten **1013** eingeschränkt ist. So kann z. B. eine Induktivität, als Empfänger-

spule ausgeführt, in der Kassette Energie per Induktion aus einem magnetischen Wechselfeld, welches die Dialysemaschine oder -Vorrichtung bereitstellt, erzeugen und in bekannter Weise über Gleichrichtung des sich einstellenden Wechselspannung an der Empfängerspule einer in die Kassette integrierten elektronischen Spannung bereitstellen. Diese elektronische Schaltung kann derart eingerichtet sein, die Spannungswerte der Spannungsmesseinheiten des Sensors **101** zu verarbeiten und daraus ein Signal zu erzeugen, welches kontaktlos, z. B. über Funk oder über Lastmodulation der Empfängerspule zur Dialysemaschine oder -Vorrichtung übertragen wird.

[0068] **Fig. 2** zeigt eine Vorrichtung **101** zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Die Vorrichtung **101** entspricht gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel dem in **Fig. 1** gezeigten Sensor **101** und zeigt eine detaillierte Ausgestaltung des Sensors **101**.

[0069] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weist der Sensor **101** eine Messzelle **21** auf, welche im Inneren des Sensors **101** eingerichtet ist. Die Messzelle **21** umfasst oder weist auf den Kanal **1011** und den Kanal **1012**. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Kanäle **1011**, **1012** beispielhaft als Quader dargestellt. Es ist jedoch anzumerken, dass die vorliegende Erfindung nicht auf quaderförmige Kanäle beschränkt ist, die vorliegende Erfindung ist auch auf andere für Kanäle verwendbare Formen anwendbar, z. B. auf zylinderförmige Kanäle usw. Im Bezug auf ihre Ausformung sind die beiden Kanäle **1011**, **1012** gleich oder identisch. Dabei sind sie insbesondere bezüglich ihrer Form, Größe und Dimensionen gleich oder identisch ausgestaltet.

[0070] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel ist die Messzelle **21** des Sensors **101** so konstruiert oder ausgestaltet, dass die beiden Ströme **105**, **106** in zwei getrennten Kanälen **1011**, **1012** im Gegenstrom aneinander vorbeifließen. Wird die Messzelle **21** im Sensor **101** in ein Magnetfeld eingebracht, das senkrecht zur Strömungsrichtung der Blut- oder Dialysatströme **105**, **106** oder zu den Kanälen **1011**, **1012** respektive gerichtet ist, tritt eine Ladungsauffrennung der positiven und negativen Ladungsträger im Fluid auf. Die treibende Kraft ist dabei die Lorentz-Kraft. Die zu den Blut- oder Dialysatströmen **105**, **106** oder zu den Kanälen **1011**, **1012** senkrechte Ausrichtung des Magnetfeldes ist in **Fig. 2** mittels des Pfeils **20** verdeutlicht. Zur Bilanzierung der Blut- oder Dialysatströmen **105**, **106** wird die durch die Ladungsauffretung erzeugte Spannung in den Kanälen **1011**, **1012** gemessen.

[0071] Die Potentialdifferenz hängt dabei von der Entfernung bzw. von der Stärke des Magnetfeldes ab. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel spielt

die Leitfähigkeit des Mediums bei dem Sensor **101** keine ausschlaggebende Rolle. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sollte eine Mindest-Leitfähigkeit jedoch gegeben sein. Dabei gilt die folgende Formel:

$$U = B \cdot v \cdot D, \quad (1)$$

wobei U die Spannung, B die Feldstärke, v die Strömungsgeschwindigkeit und D der Innendurchmesser des Kanals **1011**, **1012** sind.

[0072] Das strömende Blut oder Dialysat respektive im Kanal **1011** erzeugt ebenso eine Spannung wie das Blut oder Dialysat im Kanal **1012**. Würde das Blut oder Dialysat aus dem Kanal **1011** nach dem Austritt aus der Messzelle **21** wieder direkt in den Eingang des Kanals **1012** strömen, so würden sich die induzierten Spannungen exakt aufheben. D. h. eine Differenz der Spannung des ersten Kanals **1011** und der Spannung des zweiten Kanals **1012** wäre gleich Null. Führt eine Differenzbildung der beiden Spannungen zu einem Wert ungleich Null, muss der Volumenstrom in beiden Kanälen **1011**, **1012** ungleich sein. Dieses ist in der Regel in Dialysevorrichtungen der Fall, da der Blut- oder Dialysatstrom **105** aus dem Kanal **1011** nach dem Austritt aus der Messzelle **21** nicht wieder direkt in den Eingang des Kanals **1012** als Blut- oder Dialysatstrom **106** strömt, sondern zunächst seinen Weg zum Filter **11** macht, wo es in Folge der Ultrafiltration zu einer Änderung der Flüssigkeitsströme kommt. Auf dem Gebiet der Dialysesysteme wird eine aus Differenzen der Spannungen der Kanäle **1011**, **1012** gebildete Rate als Ultrafiltrationsrate bezeichnet.

[0073] Gemäß Formel (1) gilt bei identischen Innendurchmessern $D_1 = D_2 = D$ der beiden Messkanäle **1011** und **1012** und identischer Feldstärke B, dass $B_1 = B_2 = B$ in beiden Messkanälen **1011**, **1012**. Siehe Formel (2):

$$U_1 - U_2 = v_1 - v_2, \quad (2)$$

wobei $v_1 - v_2$ dem Differenzfluss zwischen den beiden Kanälen **1011**, **1012** entspricht, und gemäß der vorliegenden Ausführungen ist dieser Differenzfluss identisch mit der Ultrafiltrationsrate.

[0074] Zur Bestimmung der Ultrafiltrationsrate ist es also gemäß der Formel (2) nicht notwendig, die exakte Dimension der Messkanäle **1011**, **1012** oder die Stärke des Magnetfelds zu kennen. Erst wenn eine absolute Messung der Flussraten durch die beiden Kanäle erwünscht wird, müssen D und B bekannt sein.

[0075] [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) zeigen eine detaillierte Sicht auf die Kanäle **1011**, **1012** gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung. Ge-

mäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weist sowohl der erste Kanal **1011** als auch der zweite Kanal **1012** Spannungsmesseinheiten zum Messen der Spannungen in den Kanälen **1011**, **1012** auf, die wie vorstehend dargelegt durch die Ladungsauffrennung erzeugt werden und durch das Fließen der jeweiligen Flüssigkeitsströme **105**, **106** entstehen. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Spannungsmesseinheiten **31**, **32** Elektroden. Dabei weist jeder Kanal **1011**, **1012** an zwei einander gegenüberliegenden Seiten der jeweiligen Kanäle **1011**, **1012** je eine Elektrode **31**, **32** auf. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Elektroden **31**, **32** parallel zu der Ausrichtung **20** des Magnetfeldes eingerichtet.

[0076] Es ist anzumerken, dass die vorliegende Erfindung nicht auf das Verwenden von zwei Elektroden als Spannungsmesseinheiten pro Kanal **1011**, **1012** beschränkt ist. [Fig. 3a](#) und [Fig. 3b](#) zeigen lediglich eine beispielhafte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0077] Da gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel zwei Spannungswerte für die Kanäle **1011** und **1012** bereitgestellt werden, wird zum Bilanzieren der Blut- oder Dialyseströme **105**, **106** gemäß Formel (2) die Differenz der beiden gemessenen Spannungswerte gebildet. Das anregende Magnetfeld B kann sowohl ein nichtveränderliches Magnetfeld, als auch ein magnetisches Wechselfeld sein. Die sich einstellenden Spannungen sind im Falle eines anregenden nichtveränderlichen Magnetfelds Gleichspannungen, im Falle eines anregenden magnetischen Wechselfeldes Wechselspannungen. In beiden Fällen wird die aktuelle Amplitude der sich einstellenden Spannung vom aktuellen Flüssigkeitsstrom moduliert. Die Differenzbildung der Spannungswerte erfolgt in dem Fachmann bekannter Weise, z. B. über eine analoge Subtraktionsschaltung oder durch Digitalisierung der Messwerte und anschließender mathematischer Operationen in einem dafür vorgesehenen Rechenggerät, welches Teil eines Steuergerätes der Dialysemaschine oder -Vorrichtung sein kann.

[0078] [Fig. 4a](#), [Fig. 4b](#) zeigen in einer Vorrichtung zur Bilanzierung eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms eingerichtete Kanäle **41**, **42** für einen ersten und einen zweiten Flüssigkeits-, Blut- oder Dialysatstrom gemäß zwei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung.

[0079] Gemäß dem Ausführungsbeispiel der [Fig. 4a](#) sind die beiden Kanäle **41**, **42** durch eine Trennwand **40** getrennt. Dabei ist die Trennwand **40** in einem ursprünglich größeren Kanal derart eingerichtet, dass die Kanäle **41**, **42** gleich sind, wobei die Kanäle **41**, **42** insbesondere bezüglich ihrer Form, Größe und Dimension gleich sind. Gemäß dem vorlie-

genden Ausführungsbeispiel weist jeder der Kanäle **41**, **42** eine Spannungsmesseinheit **411**, **421** auf. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Spannungsmesseinheiten **411**, **421** Elektroden und sind an den sich gegenüber befindlichen Außenwänden der Kanäle **41**, **42** eingerichtet, wobei die Außenwände die parallel zu der Ausrichtung **20** des Magnetfelds gerichteten Außenwände sind. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel liefert jede Elektrode **411**, **421** direkt den Spannungswert des jeweiligen Kanals **41**, **42**.

[0080] Auch gemäß dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 4b** sind die beiden Kanäle **41**, **42** durch eine Trennwand **40** getrennt, die wie im Bezug auf **Fig. 4a** erläutert eingerichtet ist. Gemäß dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 4b** weisen die Kanäle **41**, **42** insgesamt drei Spannungsmesseinheiten **411**, **421**, **43** als Elektroden auf. Das Ausführungsbeispiel der **Fig. 4b** stellt eine Erweiterung des Ausführungsbeispiels der **Fig. 4a** dar, wobei eine gemeinsame Spannungsmesseinheit **43** als Elektrode zum Messen der Spannung in beiden Kanälen **41**, **42** in der Trennwand **43** zwischen den Elektroden **411**, **421** auf der gleichen Höhe zu den Elektroden **411**, **421** eingerichtet ist. Ähnlich wie im Ausführungsbeispiel der **Fig. 3a** und der **Fig. 3b** respektive, bedarf es hier weiterer Berechnungen, die auf den durch die Elektroden **411**, **421**, **43** ermittelten Spannungswerte der Kanäle **41**, **42** basieren, um den jeweiligen Spannungswert des jeweiligen Kanals **41**, **42** zu ermitteln. Wie im Bezug auf **Fig. 3a** und **Fig. 3b** erläutert, sind dem Fachmann solche Berechnungen (z. B. anhand Amplituden oder Mittelwerte) geläufig und werden daher nicht in Detail erläutert. Gemäß der vorliegenden Erfindung kann dabei beliebig eine für die jeweilige Situation geeignete geläufige Berechnungsmethode ausgewählt und verwendet werden. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wird das Signal symmetrisch um das Potential der gemeinsamen Mittelelektrode gelegt. Dabei wird nur noch eine Auswerteelektronik (welche dem Fachmann geläufig ist) benötigt.

[0081] **Fig. 5a** und **Fig. 5b** zeigen eine Anordnung, die zwei Kanäle **54_1**, **54_2** für zwei Flüssigkeits-, Blut- oder Dialysatströme aufweist, und den Aufbau der Anordnung gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0082] Wegen der Temperaturabhängigkeit der Kanalgeometrie ist ein äußerst exakter bzw. reproduzierbarer Kanalquerschnitt notwendig. Diese Forderung steht im Widerspruch zur Forderung eines preiswerten Einwegartikels. Die Kassetten (siehe Kasette **10** der **Fig. 1**), die in Dialysevorrichtungen zum Fördern von Blut- oder Dialysatströmen respektive eingesetzt werden, repräsentieren Einwegartikel. Aufgrund des Einweg-Charakters der Kassetten ist deren Herstellung möglichst preiswert zu gestalten ist.

Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wird die Messzelle **21** möglichst aus symmetrischen Teilen **51**, **52**, **53** gefertigt. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Teile **51**, **52**, **53** aus dem gleichen oder einem einzigen Spritzwerkzeug gefertigt. Die drei Teile **51**, **52**, **53** sind bezüglich ihrer Form und Dimension gleich. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Teile **51**, **52**, **53** im Wesentlichen quaderförmig. Ferner weist jeder der Teile **51**, **52**, **53** einen Flüssigkeitslauf **50** auf zwei gegenüberliegenden Seiten auf. Die drei Teile **51**, **52**, **53** werden gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel durch eine Aufeinanderreihung der mit einem Flüssigkeitslauf **50** versehenen Seiten zusammengefügt. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weisen die Teile **51**, **52**, **53** auf einer zusammenzufügenden Seite Noppen **56** und auf der anderen zusammenzufügenden Seite zu den Noppen **56** passende Vertiefungen **57** auf, so dass bei dem Aufeinanderreihen der Teile **51**, **52**, **53** diese mittels der Noppen **56** und der entsprechenden Vertiefungen **57** als Befestigungseinheiten mit einander zusammengesteckt werden. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel sind die Noppen **56** und die Vertiefungen **57** beispielhaft im Wesentlichen als Quader ausgebildet. Es ist dabei anzumerken, dass die vorliegende Erfindung nicht auf die gezeigte Quaderform der Noppen **56** und Vertiefungen **57** beschränkt ist und dass sie auch weitere geeignete Ausformungen der Noppen **56** und Vertiefungen **57** erlaubt. Ferner können gemäß der vorliegenden Erfindung auch anderweitige geeignete Befestigungseinheiten verwendet werden. **Fig. 5b** zeigt die fertige, aus den Teilen **51**, **52**, **53** erstellte Anordnung, die zwei gleiche, zueinander parallele und übereinanderliegende Kanäle **54_1**, **54_2** aufweist.

[0083] Da jeder Teil **51**, **52**, **53** einen typischen mechanischen Fehler aufweisen kann, kommt es darauf an, durch geschickte Kombination bzw. Anordnung der Kanäle, jeweils einen oberen Teil-Kanal des oberen Teils **51**, **52** und einen unteren Teil-Kanal des entsprechenden unteren Teils **52**, **53** zu einem Gesamtkanal **54_1**, **54_2** zusammenzufügen. Kleine Vertiefungen bzw. Erhebungen können für die entsprechende Positionierung sorgen. Selbst wenn die Positionierung der Teile **51**, **52**, **53** nicht exakt ist, wenn also die jeweiligen oberen und unteren Kanalhälften nicht genau übereinander stehen, sind die beiden Gesamtkanäle **54_1**, **54_2** identisch.

[0084] Auf diese Weise wird mit sehr einfachen Mitteln eine enorme Genauigkeit der Messzelle **21** erreicht.

[0085] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weisen die Flüssigkeitsläufe **50** eine im Wesentlichen quaderförmige Form auf, was auch zu einer quaderförmigen Ausgestaltung der Gesamtkanäle **54_1**, **54_2** führt. Es ist anzumerken, dass diese

Ausformung der Flüssigkeitsläufe **50** und der Kanäle **54_1**, **54_2** beispielhaft ist und dass gemäß der vorliegenden Erfindung auch weitere geeignete Ausformungen der Flüssigkeitsläufe **50** und folglich der Kanäle **54_1**, **54_2** möglich sind.

[0086] **Fig. 6a** und **Fig. 6b** zeigen eine Anordnung, die zwei Kanäle für zwei Flüssigkeits-, Blut- oder Dialysatströme aufweist, und den Aufbau der Anordnung gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0087] Das Ausführungsbeispiel der **Fig. 6a** und **Fig. 6b** entspricht dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 5a** und der **Fig. 5b**. Der Unterschied zwischen den beiden Ausführungsbeispielen liegt darin, dass gemäß **Fig. 6a** und **Fig. 6b** die Teile **61**, **62**, **63** nur auf einer Seite jeweils einen Flüssigkeitslauf **60** aufweisen. Das Zusammensetzen der Anordnung gemäß **Fig. 6a** und **Fig. 6b** aus den Teilen **61**, **62**, **63** erfolgt ähnlich dem Zusammensetzen der Teile **51**, **52**, **53** in **Fig. 5a** **Fig. 5b**. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel wird eine mit einem Flüssigkeitslauf **60** ausgestaltete Seite eines Teils **62**, **63** mit einer nicht mit einem Flüssigkeitslauf **60** ausgestalteten Seite eines Teils **61**, **62** zusammengesetzt. Dabei ist zu beachten, dass die gleichen Teile **61**, **62**, **63** so zusammengesetzt werden, dass die Flüssigkeitsläufe **60** parallel zueinander und übereinander ausgerichtet sind. **Fig. 6b** verdeutlicht die durch das Zusammensetzen der Teile **61**, **62**, **63** entstandenen Kanäle **64_1**, **64_2**. Der Vorteil dieses Ausführungsbeispiels liegt darin, dass es keiner 100%-igen Positionierung der Teile **61**, **62**, **63** bedarf und dass geringfügige Abweichungen möglich sind, da kein äußerst sorgfältiges Ausrichten eines oberen Teils des Kanals **54_1**, **54_2** zu dem unteren Teil des Kanals **54_1**, **54_2** benötigt wird.

[0088] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weisen die Teile **61**, **62**, **63** auf einer zusammenzufügenden Seite Noppen **66** und auf der anderen zusammenzufügenden Seite zu den Noppen **66** passende Vertiefungen **67** auf, so dass bei dem Aufeinanderreihen der Teile **61**, **62**, **63** diese mittels der Noppen **66** und der entsprechenden Vertiefungen **67** als Befestigungseinheiten mit einander zusammengesteckt werden. Ähnlich zu dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 5a** und **Fig. 5b** sind die Noppen **66** und die Vertiefungen **67** des vorliegenden Ausführungsbeispiels beispielhaft im Wesentlichen als Quader ausgebildet. Es ist auch hier anzumerken, dass die vorliegende Erfindung nicht auf die gezeigte Quaderform der Noppen **66** und Vertiefungen **67** beschränkt ist und dass sie auch weitere geeignete Ausformungen der Noppen **66** und Vertiefungen **66** erlaubt, und dass ferner gemäß der vorliegenden Erfindung auch anderweitige geeignete Befestigungseinheiten verwendet werden können.

[0089] Gemäß dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 5a** und **Fig. 5b** und gemäß dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 6a** und **Fig. 6b** kann das Magnetfeld senkrecht zu den gestapelten Teilen **51**, **52**, **53** und **61**, **62**, **63** ausgerichtet **20** werden. Dieses ist beispielhaft in **Fig. 5c** dargestellt. Gemäß dem Ausführungsbeispiel der **Fig. 5c** ist eine Gleichfeldsituation durch Wirken des Magnetfeldes entstanden. Das beispielhaft dargestellte Kanal **54_2** weist zwei Elektroden **55** als Spannungsmesseinheiten auf. Dabei ist die auf der linken Seite angebrachte Elektrode **55** ausgestaltet, die Spannung der negativen Ladungsträger zu messen, und die auf der rechten Seite angebrachte Elektrode **55** ist ausgestaltet, die Spannung der positiven Ladungsträger zu messen. Wie bereits erwähnt, entsteht die Ladungsauffrennung der positiven und negativen Ladungsträger durch das auf den Kanal **54_2** senkrecht **20** wirkende Magnetfeld in der Messzelle **21** oder im Sensor **101** respektive.

[0090] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung kann ein Sensorsignal (das beispielsweise dem Sensor **101** entstammt) als Maß für den Differenzfluss zwischen in eine Dialysevorrichtung einfließendem Dialysat (d. h. Blut- oder Dialysatfluss **105** vom Patienten) und aus der Dialysevorrichtung ausfließendem Dialysat (d. h. Blut- oder Dialysatfluss **106** zum Patienten) dazu verwendet werden, den Fluss der Dialysatpumpe zu regeln.

[0091] Mehr Ab- als Zufluss bedeutet dabei, dass Flüssigkeit aus dem Patientenblut über die semipermeable Membran des Dialysefilters in das Dialysat getreten ist. Diese Flüssigkeit pro Zeiteinheit entspricht der Ultrafiltrationsrate.

[0092] Die Ultrafiltrationsrate ist therapeutisch vom Arzt vorgeschrieben. Führt man nun das Sensorsignal einer Steuer- oder Regeleinheit zu, die abhängig von dem Ist-Wert des Differenzflusses (Differenz zwischen den Spannungen der Kanäle des Sensors) den Pumpenfluss (d. h. die Einstellungen der Blut- oder Dialysatpumpe) steuert, kann die Ultrafiltrationsrate geregelt werden.

[0093] Die Ultrafiltrationsrate ist abhängig vom Transmembranendruck, der im Wesentlichen vom Blut- oder Dialysatfluss **105** vom Patienten und vom Blut- oder Dialysatfluss **106** zum Patienten, sowie den Eigenschaften des Dialysators abhängt (z. B. HighFlux-Eigenschaft).

[0094] Durch die Kenntnis des Differenzflusses kann die Pumpenleistung entweder der Dialysatpumpe und/oder der Blutpumpe so angepasst werden, dass sich die gewünschte Ultrafiltrationsrate einstellt. Hierbei wird oft bevorzugt, den Blut- oder Dialysatfluss **105** vom Patienten nicht zu ändern, um den Patienten nicht zu belasten. Ein niedrigerer Blut- oder Dialysatfluss **106** zum Patienten kann einen höheren Trans-

membrandruck von der Seite des Flusses **105** vom Patienten auf die Seite des Flusses **106** zum Patienten bedeuten, wodurch mehr Flüssigkeit von der Seite des Flusses **105** vom Patienten auf die Seite des Flusses **106** zum Patienten filtriert wird.

[0095] Der umgekehrte Fall bedeutet Refiltration, was in der Regel aber nicht erwünscht ist.

[0096] **Fig. 7** zeigt eine Dialysevorrichtung **7**, die gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung zur Dialysebehandlung konfiguriert oder ausgestaltet ist. Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weist die Dialysevorrichtung **7** eine Aufnahmeeinheit **71** auf, welche ausgestaltet ist, zumindest eine Kassette zum Fördern von Blut- oder Dialysatströmen **105, 106** aufzunehmen. Gemäß dem Vorliegenden Ausführungsbeispiel handelt es sich bei der Kassette um die im Bezug auf die **Fig. 1** beschriebene Kassette **10**. In **Fig. 7** sind aus Gründen der Übersichtlichkeit im Wesentlichen die für das vorliegende Ausführungsbeispiel relevanten Teile, Einheiten und/oder Komponenten der Dialysevorrichtung **7** dargestellt. Selbstverständlich weist die Dialysevorrichtung **7** auch weitere üblicher Weise in Dialysevorrichtungen enthaltene Teile, Einheiten und/oder Komponenten, welche das bestimmungsgemäße Funktionieren der Dialysevorrichtung **7** ermöglichen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind diese üblichen Teile, Einheiten und/oder Komponenten einer Dialysevorrichtung in **Fig. 7** nicht gezeigt. Wie bereits im Bezug auf das Ausführungsbeispiel der **Fig. 1** beschrieben, weist die Kassette **10** den Sensor **101** zur Bilanzierung des Blut- oder Dialysatstroms **105** vom Patienten und des Blut- oder Dialysatstroms **106** zum Patienten auf, wobei die beiden Ströme **105, 106** parallel zueinander und gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel in entgegengesetzten Richtungen in den jeweiligen Kanälen **1011, 1012** des Sensors **101** fließen (die Ströme **105, 106** können auch in die gleiche Richtung fließen).

[0097] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel ist die Dialysevorrichtung **7** konfiguriert oder ausgestaltet, ein Signal zu erfassen, das eine Differenz der im Kanal **1011** und der im Kanal **1012** erfassten Spannung aufweist. Wie bereits vorstehend erläutert, entstehen die jeweiligen Spannungen durch ein senkrecht ausgerichtetes **20** eines Magnetfelds auf die Kanäle **1011, 1012** im Sensor **101** und durch das Fließen der jeweiligen Blut- oder Dialysatströme **105, 106** in den Kanälen **1011, 1012**. Es ist dabei jedoch anzumerken, dass das senkrechte Ausrichten des Magnetfelds nur ein beispielhaftes Ausrichten des Magnetfeldes darstellt und dass gemäß der vorliegenden Erfindung auch andere Winkel beim Ausrichten des Magnetfeldes zum Tragen kommen können.

[0098] Der Sensor **101** weist entsprechende Spannungsmesseinheiten auf, die ausgestaltet sind, die jeweiligen Spannungen in den Kanälen **1011, 1012** zu messen. Die Dialysevorrichtung **8** ist ausgestaltet, die durch die Spannungsmesseinheiten gemessenen Spannungswerte zu erfassen. So zum Beispiel kann dies mittels der in **Fig. 1** dargestellten Übermittlungseinheiten **1013**, die wie oben dargestellt Kontakte, Spulen oder anderweitige Mittel sein können. Anhand der durch die Spannungsmesseinheiten gemessenen Spannungswerte ermittelt gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel die Dialysevorrichtung **7** für jeden Kanal **1011, 1012** den entsprechenden Spannungswert. Wenn mehrere Spannungswerte für einen Kanal **1011, 1012** durch mehrere Spannungsmesseinheiten gemessen wurden, können hierfür beispielsweise Mittelwertberechnungen verwendet werden. Solche Berechnungen zum Ermitteln eines allgemeinen, repräsentativen Spannungswerts aus mehreren gemessenen Spannungswerten sind dem Fachmann geläufig, daher wird hier nicht detaillierter auf solche Berechnungen eingegangen.

[0099] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel verwendet die Dialysevorrichtung **7** den für den ersten Kanal **1011** ermittelten Spannungswert und den für den zweiten Kanal **1012** ermittelten Spannungswert, um eine Differenz der Spannungen oder Spannungswerte der beiden Kanäle **1011, 1012** zu berechnen. Wie bereits dargelegt, entspricht diese Differenz der Ultrafiltrationsrate.

[0100] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel weist die Dialysevorrichtung **7** eine Steuer- oder Regeleinheit **72** auf, die ausgestaltet ist, mittels der ermittelten Differenz der Spannungen des ersten und des zweiten Kanals **1011, 1012** des Sensors **101** den Fluss zumindest eines der Blut- oder Dialysatströme **105, 106** zu steuern oder zu regeln. Dieses kann die Steuer- oder Regeleinheit **72** zum Beispiel durch ein entsprechendes Einstellen der Blut- und/oder Dialysatpumpe vornehmen, wenn die Steuer- oder Regeleinheit **72** die aktuelle Differenz der Spannungen erhalten hat und nach der Auswertung der Differenz bestimmt hat, dass die Differenz nicht der (vom Arzt) vorbestimmten Ultrafiltrationsrate entspricht. Das Steuern oder Regeln zumindest eines der Blut- oder Dialysatströme **105, 106** wird durch die Steuer- oder Regeleinheit **72** derart vorgenommen, dass die aktuelle Ultrafiltrationsrate oder Differenz der Spannungen in den Kanälen **1011, 1012** nach dem Steuern oder Regeln durch die Steuer- oder Regeleinheit **72** der vorbestimmten Ultrafiltrationsrate oder Differenz der Spannungen in den Kanälen **1011, 1012** entspricht, was z. B. durch ein entsprechendes Einstellen der Blut- und/oder Dialysatpumpe bewirkt werden kann.

[0101] Gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel ist die Dialysevorrichtung **7** nach dem Erfassen der Differenz der aktuellen Spannungen der Kanäle **1011**, **1012** bzw. der aktuellen Ultrafiltrationsrate ausgestaltet, ein Signal **73**, das die Differenz der aktuellen Spannungen der Kanäle **1011**, **1012** bzw. die aktuelle Ultrafiltrationsrate aufweist, an die Steuer- oder Regeleinheit **72** zu übermitteln. Entspricht die Differenz der aktuellen Spannungen der Kanäle **1011**, **1012** bzw. die aktuelle Ultrafiltrationsrate nicht der (vom Arzt) vorgegebenen Differenz der aktuellen Spannungen der Kanäle **1011**, **1012** bzw. der vorgegebenen Ultrafiltrationsrate, nimmt die Steuer- oder Regeleinheit **72** eine Steuerung oder Regelung der Blut- oder Dialysatströme **105**, **106** wie vorstehend beschrieben vor.

[0102] Somit bezieht sich die vorliegende Erfindung auf das Bilanzieren von Flüssigkeitsströmen in einem Dialysesystem. Insbesondere bezieht sich die Erfindung auf eine Kassette zum Fördern eines ersten und eines zweiten Flüssigkeitsstroms in einem Dialysesystem, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom medizinische Flüssigkeitsströme wie beispielsweise Dialysatströme oder Blutströme sein können, wobei die Kassette einen Sensor als Vorrichtung zur Bilanzierung des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms aufweist und wobei der Sensor einen ersten Kanal für den ersten Flüssigkeitsstrom und einen zweiten Kanal für den zweiten Flüssigkeitsstrom aufweist. Ferner bezieht sich die Erfindung auf eine Dialysevorrichtung, die ausgestaltet ist, zumindest eine Kassette aufzunehmen, die wie oben dargelegt ausgestaltet ist. Des Weiteren bezieht sich die vorliegende Erfindung auf eine Anordnung, durch die zwei Kanäle für den ersten und den zweiten Flüssigkeitsstrom ausgebildet werden. Zusätzlich bezieht sich die Erfindung auf ein Verfahren zum Aufbau der zwei Kanäle oder der Anordnung respektive.

[0103] Obwohl die Erfindung oben mit Bezug auf die Ausführungsbeispiele gemäß der beiliegenden Zeichnungen erklärt wird, ist es ersichtlich, dass die Erfindung nicht auf diese beschränkt ist, sondern innerhalb des Bereichs der oben und in den anhängigen Ansprüchen offenbarten erfinderischen Idee modifiziert werden kann. Es versteht sich von selbst, dass es noch weitere Ausführungsbeispiele geben kann, die den Grundsatz der Erfindung darstellen und äquivalent sind, und dass somit verschiedene Modifikationen ohne Abweichen vom Umfang der Erfindung implementiert werden können. So können zum Beispiel die Kanäle des Sensors oder die Flussläufe der Teile zum Aufbauen einer Anordnung mit zwei Kanälen verschiedene Ausformungen aufweisen oder es können verschiedene Berechnungsmethoden zum Bestimmen eines repräsentativen Spannungswerts für einen Kanal mittels verschiedener für den Kanal gemessener Spannungen oder Spannungswerte respektive verwendet werden.

Bezugszeichenliste

10	Kassette
11 ,	Dialysefilter
101	Sensor
102	Eingang
103	Ausgang
104	Dialysatpumpe
105	Flüssigkeitsstrom
106	Flüssigkeitsstrom
107	Zentrierungseinheit
108	Ultrafiltrationspumpe
1011	Kanal im Sensor
1012	Kanal im Sensor
1013	Übermittlungseinheiten
20	Ausrichtung des anzuwendenden Magnetfeldes
21	Messzelle des Sensors
31	Spannungsmesseinheiten als Elektroden
32	Spannungsmesseinheiten als Elektroden
40	Trennwand
41	Blutstrom, Flüssigkeitsstrom oder Dialysatstrom respektive
42	Blutstrom, Flüssigkeitsstrom oder Dialysatstrom respektive
411	Spannungsmesseinheit als Elektrode
421	Spannungsmesseinheit als Elektrode
43	Spannungsmesseinheit als Elektrode
50	Flüssigkeitslauf
51	erster (Bau-)Teil
52	zweiter (Bau-)Teil
53	dritter (Bau-)Teil
54_1	Kanal
54_2	Kanal
55	Spannungsmesseinheit als Elektrode
56	Noppen als Befestigungseinheiten
57	Vertiefungen als Befestigungseinheiten
60	Flüssigkeitslauf
61	erster (Bau-)Teil
62	zweiter (Bau-)Teil
63	dritter (Bau-)Teil
641	Kanal
642	Kanal
66	Noppen als Befestigungseinheiten
67	Vertiefungen als Befestigungseinheiten
7	Dialysevorrichtung
71	Aufnahmemittel, Aufnahmeeinheit
72	Regel- oder Steuereinheit
73	Signal

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

Zitierte Patentliteratur

- DE 10224750 [\[0053\]](#)
- GB 2003274 A [\[0064\]](#)

Patentansprüche

1. Kassette mit einem ersten und einem zweiten Flüssigkeitsstrom in einem Dialysesystem, wobei die Kassette einen Sensor als Vorrichtung zur Bestimmung einer Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms aufweist und wobei der Sensor einen ersten Kanal für den ersten Flüssigkeitsstrom und einen zweiten Kanal für den zweiten Flüssigkeitsstrom aufweist.

2. Kassette nach Anspruch 1, wobei der erste und der zweite Flüssigkeitsstrom Dialysatströme oder Blutströme sind.

3. Kassette nach Anspruch 1 oder 2, wobei:
– der erste und der zweite Kanal im Wesentlichen parallel zueinander ausgestaltet sind; und
– der Sensor ausgestaltet ist, zur Bestimmung der Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms den ersten und den zweiten Kanal einem Magnetfeld auszusetzen, wobei das Magnetfeld im Wesentlichen senkrecht zu dem ersten und zu dem zweiten Kanal gerichtet wird.

4. Kassette nach Anspruch 3, wobei:
– durch das Magnetfeld eine Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem ersten Flüssigkeitsstrom des ersten Kanals und in dem zweiten Flüssigkeitsstrom des zweiten Kanals entsteht; und
– der Sensor ausgestaltet ist, eine erste Spannung zu messen, die durch die Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem ersten Flüssigkeitsstrom erzeugt wird und durch das Fließen des ersten Flüssigkeitsstroms in dem ersten Kanal entsteht, und eine zweite Spannung zu messen, die durch die Trennung von positiven und negativen Ladungsträgern in dem zweiten Flüssigkeitsstrom erzeugt wird und durch das Fließen des zweiten Flüssigkeitsstroms in dem zweiten Kanal entsteht, wobei die erste und die zweite Spannung zur Bestimmung der Differenz des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms verwendet werden.

5. Kassette nach Anspruch 4, wobei der Sensor ausgestaltet ist, zumindest ein Signal an eine Vorrichtung zur Dialysebehandlung zu übermitteln, das die gemessene erste und die gemessene zweite Spannung oder einer aus der ersten und zweiten gemessenen Spannung abgeleiteten Wert aufweist.

6. Kassette nach Anspruch 4 oder 5, wobei:
– an dem ersten Kanal mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals angebracht ist, die ausgestaltet ist, die erste Spannung zu messen; und
– an dem zweiten Kanal mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals angebracht ist, die ausgestaltet ist, die zweite Spannung zu messen.

7. Kassette nach einem der vorstehenden Ansprüche, wobei:

– der erste und der zweite Kanal aus mindestens drei bezüglich Form und Dimension gleichen Teilen ausgebildet sind;

– in jedem der mindestens drei Teile ein Flüssigkeitslauf auf mindestens einer von zwei gegenüberliegenden Flächen ausgeformt ist; und

– die mindestens drei Teile zum Ausbilden des ersten und des zweiten Kanals derart durch ein Auf- oder Anreihen der mindestens drei Teile an den mit Flüssigkeitsläufen ausgeformten Seiten der mindestens drei Teile zusammengesetzt sind, dass zwischen einem ersten und einem zweiten Teil der mindestens drei Teile der erste Kanal und zwischen dem zweiten und einem dritten Teil der mindestens drei Teile der zweite Kanal entsteht, wobei der erste und der zweite Kanal die gleiche Form aufweisen, zueinander parallel sind und nebeneinander oder übereinander angeordnet sind.

8. Kassette nach Anspruch 7, wobei die mindestens drei Teile Befestigungseinheiten aufweisen, mittels derer die mindestens drei Teile zusammengesteckt werden.

9. Kassette nach einem der Ansprüche 7 oder 8 soweit nach Anspruch 6 rückbezogen, wobei

– der erste Kanal eine weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals aufweist, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem ersten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des ersten Flüssigkeitsstroms entsteht;

– die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals auf einer Seite des ersten Kanals platziert ist, die gegenüber einer weiteren Seite des ersten Kanals liegt, auf der die weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals platziert ist, wobei das Magnetfeld parallel zu der einen und zu der weiteren Seite des ersten Kanals gerichtet ist;

– der zweite Kanal eine weitere Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals aufweist, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem zweiten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des zweiten Flüssigkeitsstroms entsteht; und

– die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals auf einer Seite des zweiten Kanals platziert ist, die gegenüber einer weiteren Seite des zweiten Kanals liegt, auf der die weitere Spannungsmesseinheit des ersten Kanals platziert ist, wobei das Magnetfeld parallel zu der einen und zu der weiteren Seite des zweiten Kanals gerichtet ist.

10. Kassette nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei der erste und der zweite Kanal durch Einrichten einer Trennwand in einem den ersten und den zweiten Kanal umfassenden Kanal derart ausgeformt sind, dass der erste und der zweite Kanal eine gleiche

Ausformung aufweisen, wobei das Magnetfeld parallel zu der Trennwand gerichtet ist.

der Folgenden ist: eine Blutpumpe; eine Dialysatpumpe; eine Ultrafiltrationspumpe.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

11. Kassette nach Anspruch 10, wobei

- die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des ersten Kanals platziert ist;
- die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des zweiten Kanals platziert ist; und
- an der Trennwand eine gemeinsame Spannungsmesseinheit angebracht ist, die ausgestaltet ist, eine durch die Trennung erzeugte Spannung in dem ersten und in dem zweiten Flüssigkeitsstrom zu messen, welche durch Strömen des ersten und des zweiten Flüssigkeitsstroms entsteht, wobei die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals, die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals und die gemeinsame Spannungsmesseinheit im Wesentlichen auf gleicher Höhe des ersten und des zweiten Kanals eingerichtet sind.

12. Kassette nach Anspruch 10, wobei

- die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des ersten Kanals platziert ist;
- die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals an einer der Trennwand gegenüberliegenden Seite des zweiten Kanals platziert ist; und
- die mindestens eine Spannungsmesseinheit des ersten Kanals und die mindestens eine Spannungsmesseinheit des zweiten Kanals im Wesentlichen auf gleicher Höhe des ersten und des zweiten Kanals eingerichtet sind.

13. Vorrichtung zur Dialysebehandlung, wobei die Vorrichtung zur Dialysebehandlung zumindest ein Aufnahmemittel aufweist, das zum Aufnehmen einer Kassette nach einem der Ansprüche 1 bis 12 ausgestaltet ist.

14. Vorrichtung zur Dialysebehandlung nach Anspruch 13, wobei die Vorrichtung zur Dialysebehandlung ausgestaltet ist, ein Signal zu erfassen, das eine Differenz einer ersten Spannung und einer zweiten Spannung aufweist, wobei die erste Spannung einem ersten Flüssigkeitsstrom und die zweite Spannung einem zweiten Flüssigkeitsstrom entspricht und wobei die erste und die zweite Spannung des Sensors der Kassette gemessen werden.

15. Vorrichtung zur Dialysebehandlung nach Anspruch 14, wobei die Vorrichtung eine Steuereinheit aufweist, die ausgestaltet ist, unter Verwendung des Signals Förderraten mindestens einer Pumpe zu steuern.

16. Vorrichtung zur Dialysebehandlung nach Anspruch 15, wobei die mindestens eine Pumpe eine

Anhängende Zeichnungen

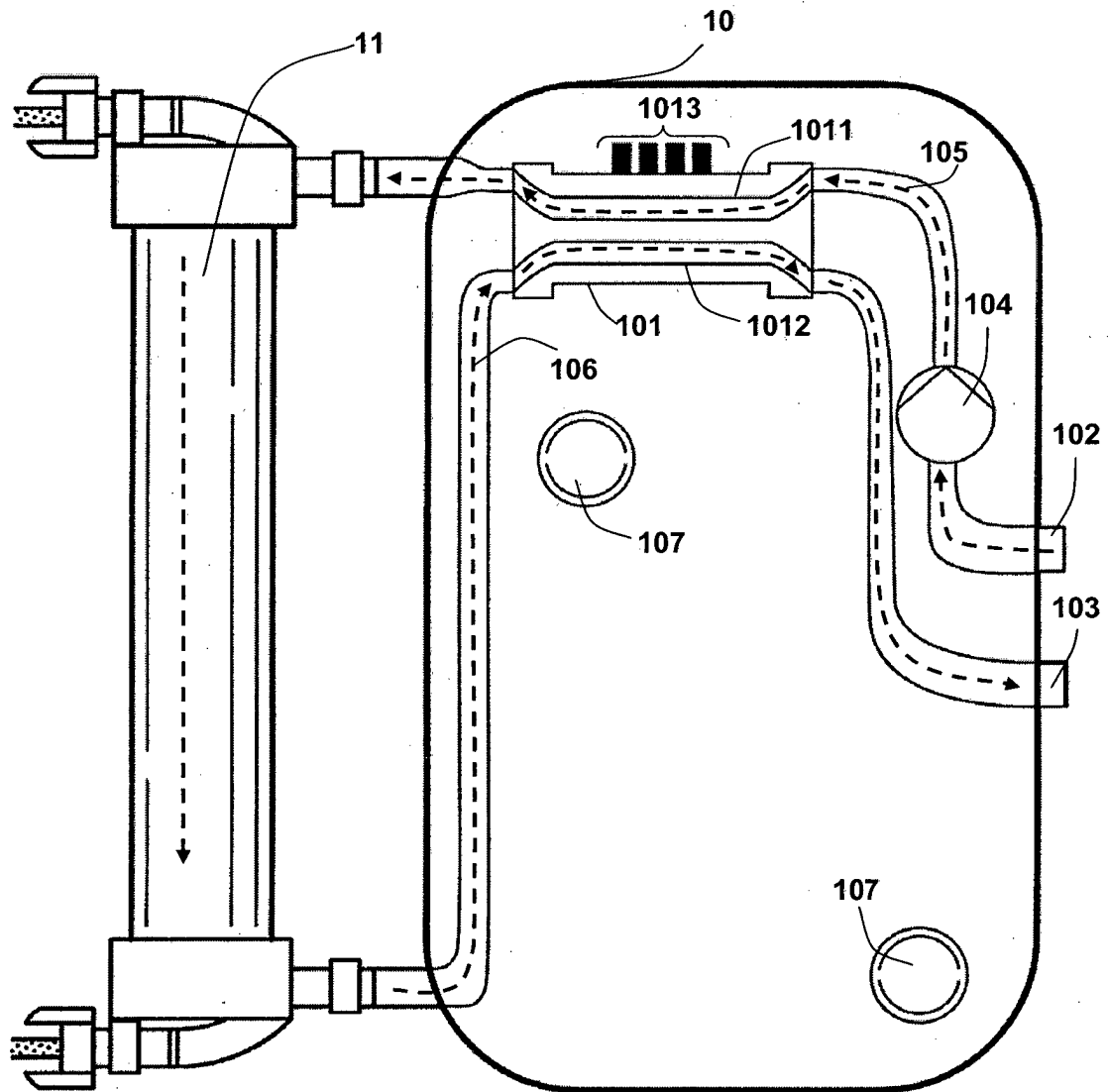


Fig. 1a

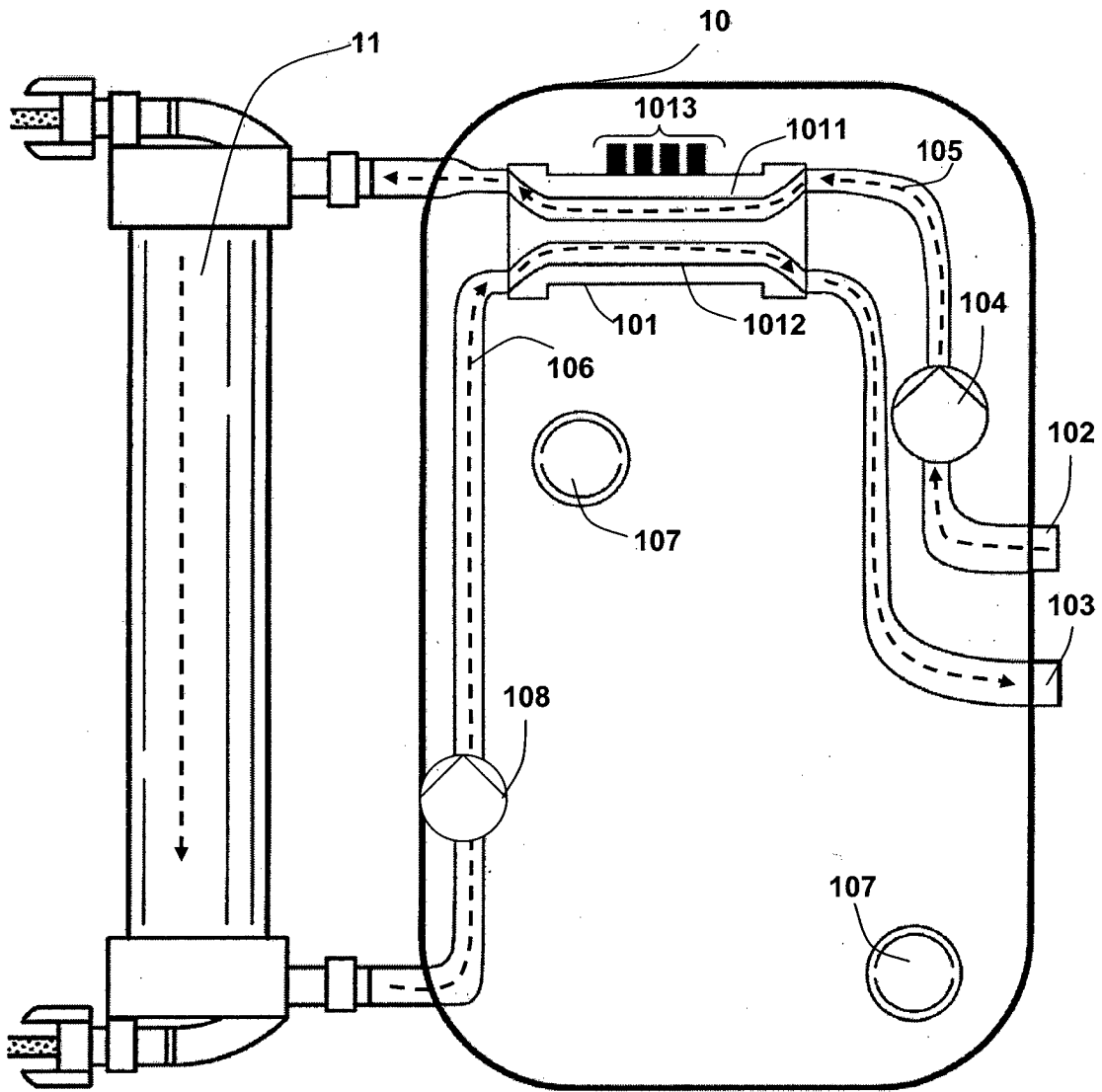


Fig. 1b

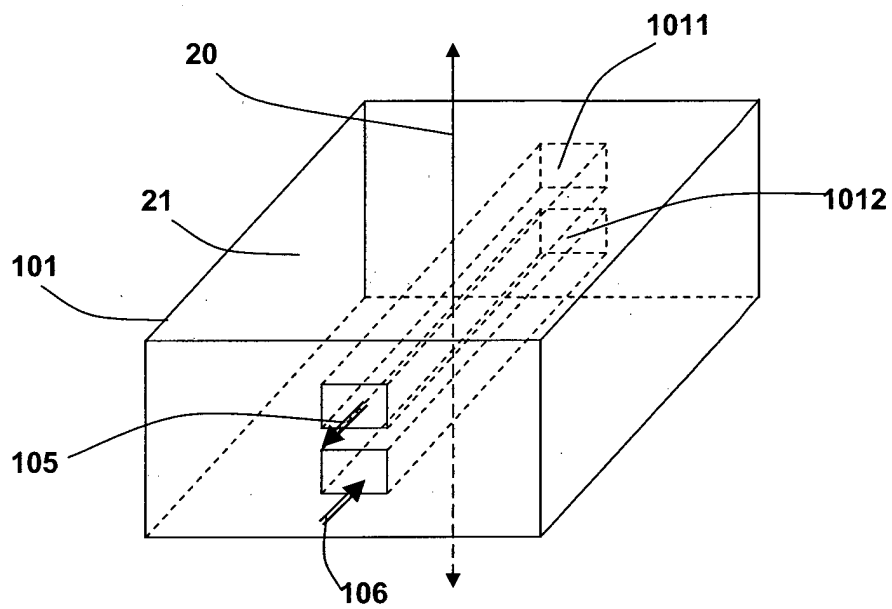


Fig. 2

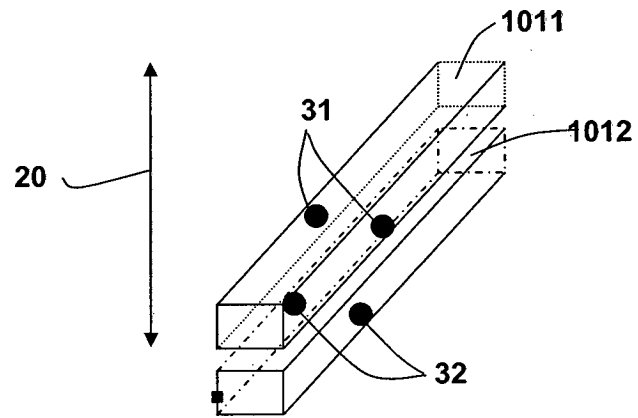


Fig. 3a

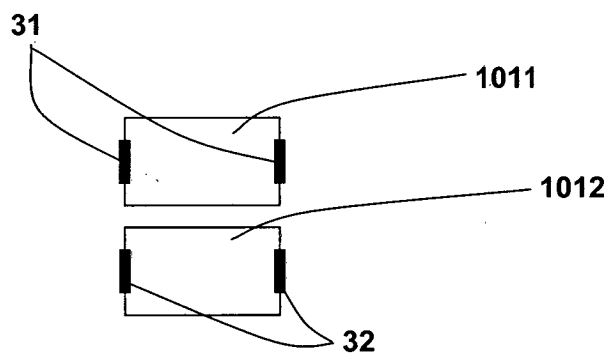


Fig. 3b

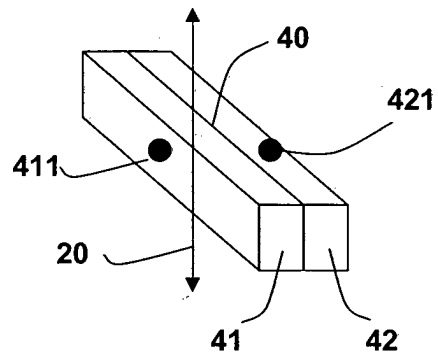


Fig. 4a

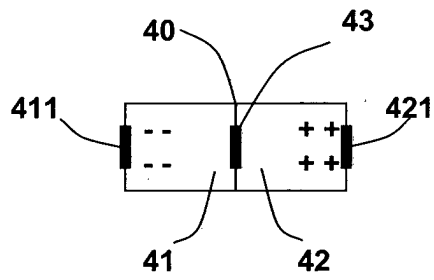


Fig. 4b

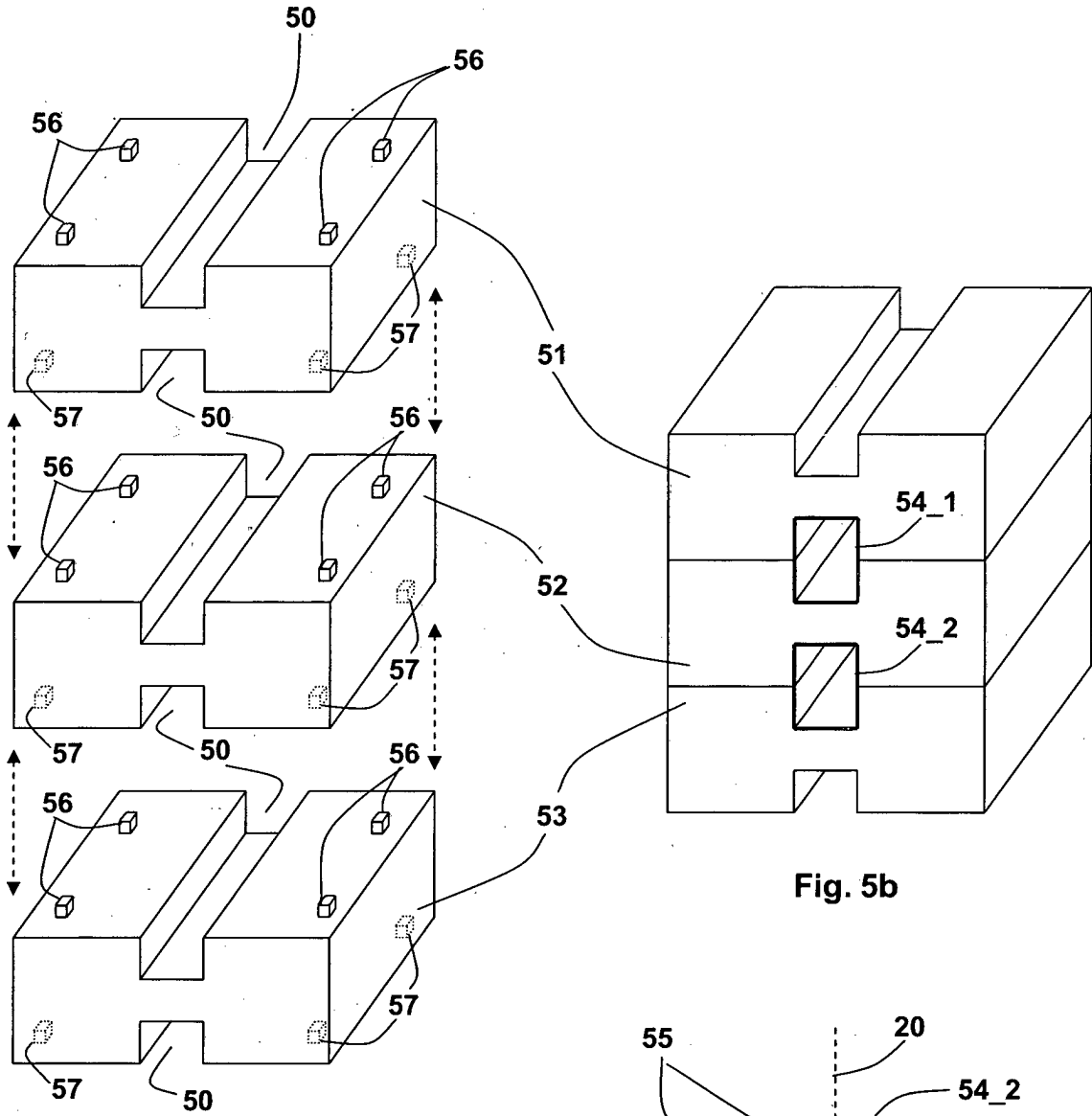


Fig. 5a

Fig. 5b

Fig. 5c

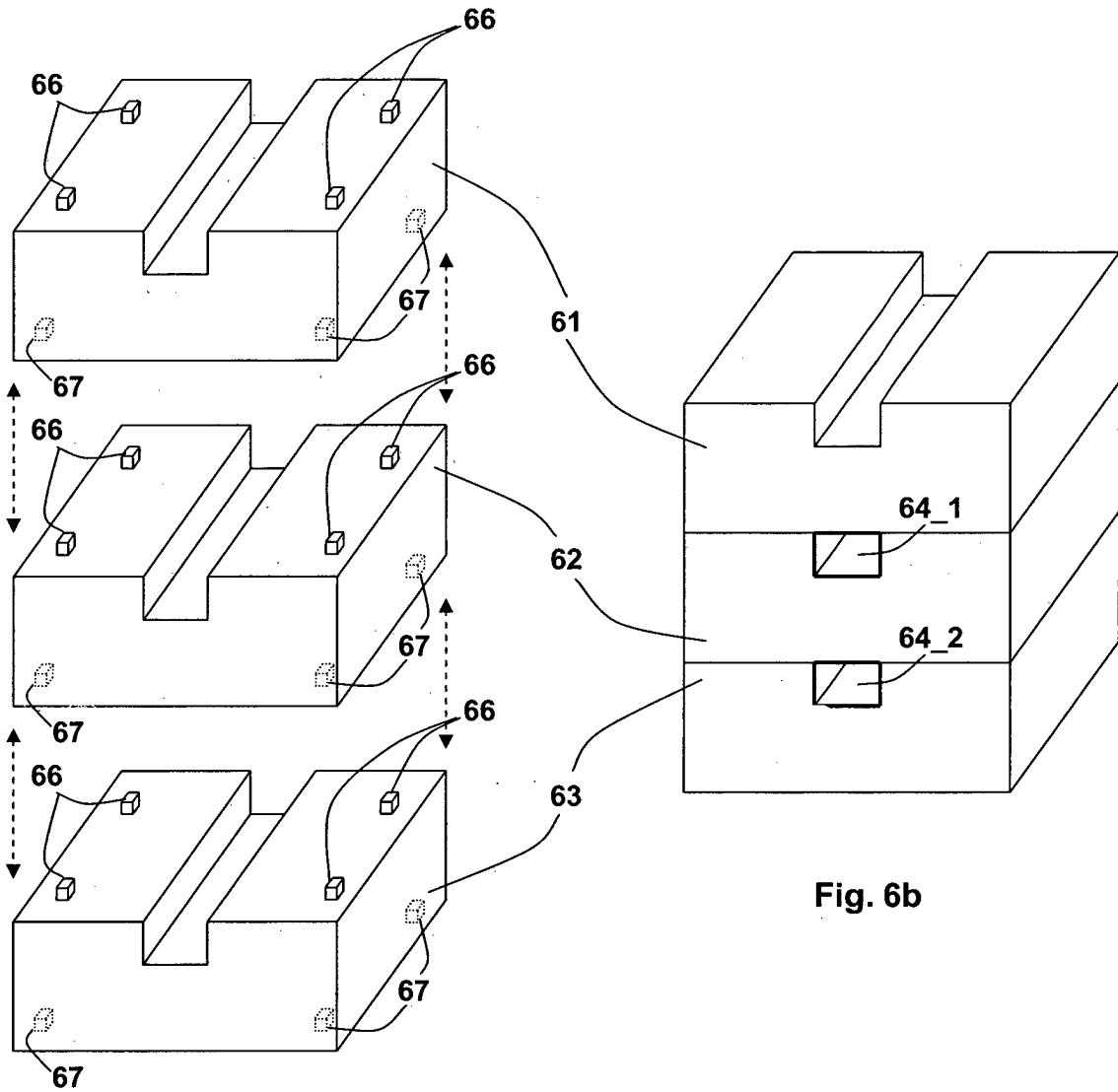


Fig. 6a

Fig. 6b

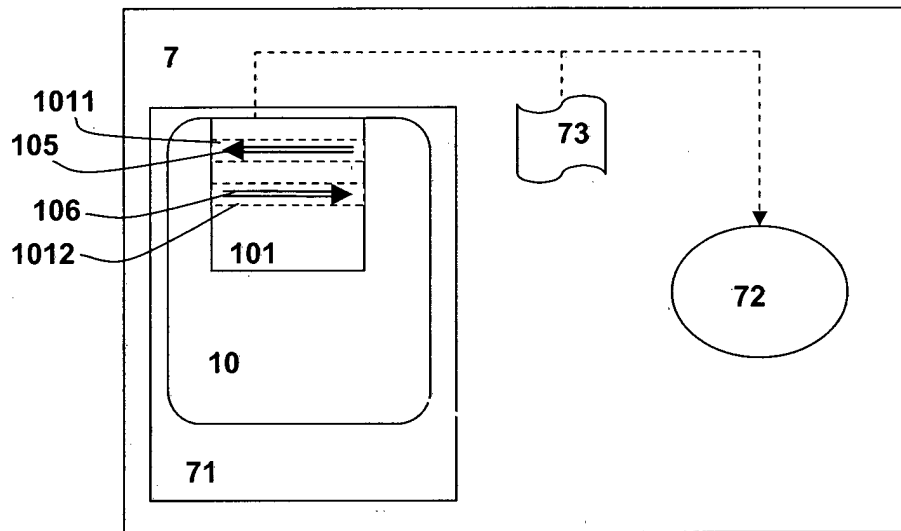


Fig. 7