



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 102 30 413 B4 2004.07.22**

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **102 30 413.0**
 (22) Anmeldetag: **06.07.2002**
 (43) Offenlegungstag: **29.01.2004**
 (45) Veröffentlichungstag
 der Patenterteilung: **22.07.2004**

(51) Int Cl.7: **A61B 5/021**
A61M 1/14, A61M 1/36, A61B 5/00

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden.

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

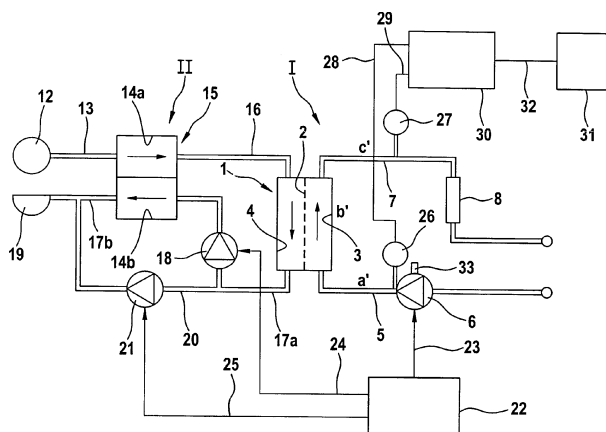
(72) Erfinder:
Zhang, Wei, Dr., 97421 Schweinfurt, DE

(74) Vertreter:
Luderschmidt, Schüler & Partner, 65189
Wiesbaden

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
 gezogene Druckschriften:
DE 197 46 377 C1
DE 100 51 943 A1
DE 40 24 434 A1

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens während einer extrakorporalen Blutbehandlung**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens während einer extrakorporalen Blutbehandlung in einem extrakorporalen Blutkreislauf (I), der einen zu einer Blutbehandlungseinrichtung (1) führenden arteriellen Zweig (5) einer Blutleitung (5, 7) und einen von der Blutbehandlungseinrichtung abgehenden venösen Zweig (7) der Blutleitung (5, 7) aufweist, wobei die Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens Mittel (26, 27, 30) zum Messen der Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der sich in dem extrakorporalen Kreislauf ausbreitenden Pulswellen aufweist, gekennzeichnet durch Mittel (6) zum Generieren von Pulswellen in dem extrakorporalen Kreislauf (I) und Mittel (30) zum Bestimmen des Blutvolumens, die derart ausgebildet sind, dass das Blutvolumen aus der gemessenen Laufzeit oder Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswellen bestimmbar ist.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens während einer extrakorporalen Blutbehandlung in einem extrakorporalen Blutkreislauf mit einer Blutbehandlungseinrichtung.

[0002] Zur Entfernung von harnpflichtigen Substanzen und zum Flüssigkeitsentzug werden beim akuten und chronischen Nierenversagen verschiedene Verfahren zur apparativen Blutreinigung bzw. Blutbehandlung eingesetzt. Bei der Hämodialyse (HD) überwiegt der diffusive Stofftransport, während bei der Hämofiltration (HF) ein konvektiver Stofftransport über die Membran stattfindet. Eine Kombination aus beiden Verfahren ist die Hämodiafiltration (HDF).

[0003] Während der extrakorporalen Blutbehandlung strömt das Blut des Patienten über einen arteriellen Zweig eines Schlauchleitungssystems in eine Blutbehandlungseinrichtung, beispielsweise einen Hämodialysator oder Hämofilter, und strömt von der Blutbehandlungseinrichtung über einen venösen Zweig des Leitungssystems zurück zum Patienten. Das Blut wird mittels einer Blutpumpe, insbesondere Rollenpumpe gefördert, die im arteriellen Zweig des Leitungssystems angeordnet ist. Dem Patienten kann während der extrakorporalen Behandlung Flüssigkeit entzogen werden (Ultrafiltration).

[0004] Eine der Hauptkomplikationen bei der extrakorporalen Blutbehandlung stellt ein akuter Blutdruckabfall (Hypotonie) dar, den ein zu hoher bzw. schneller Flüssigkeitsentzug hervorrufen kann.

Stand der Technik

[0005] Es gibt verschiedene Lösungen für dieses Problem. Zum einen sind Blutdruckmonitore bekannt, die eine Änderung des Blutdrucks kontinuierlich überwachen und die Ultrafiltration in Abhängigkeit von der Blutdruckänderung regeln. Zum anderen sind Blutvolumenmonitore bekannt, die das relative Blutvolumen während der Dialysebehandlung messen und eine Regelung der Ultrafiltration in Abhängigkeit vom relativen Blutvolumen vornehmen.

[0006] Die DE 197 46 377 C1 beschreibt eine Vorrichtung zur Messung des Blutdrucks, die auf der Erfassung der Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der sich über das arterielle Gefäßsystem des Patienten fortplantenden Pulswellen beruht, die durch dessen Herzkontraktionen erzeugt werden.

[0007] Aus der DE 40 24 434 A1 ist eine Vorrichtung zur Ultrafiltrationsregelung bekannt, bei der zum Bestimmen des relativen Blutvolumens der Druck im extrakorporalen Kreislauf überwacht wird. Aus der Veränderung des Drucks im Laufe der Blutbehandlung gegenüber dem Druck zu Behandlungsbeginn wird auf die Veränderung des Blutvolumens geschlossen.

[0008] Aus der DE 100 51 943 A1 ist eine Vorrichtung zur Pulswellenlaufzeitbestimmung bekannt, die eine nicht-invasive Blutdruckmessung erlaubt. Bei dem bekannten Verfahren wird eine mit der Blutdichte korrelierende Grösse bestimmt und deren Einfluss auf die Pulswellenlaufzeit kompensiert, so dass eine höhere Messgenauigkeit erreicht werden kann.

Aufgabenstellung

[0009] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zu schaffen, die ohne grösseren apparativen Aufwand die Bestimmung des Blutvolumens während einer extrakorporalen Blutbehandlung ermöglicht.

[0010] Die Lösung dieser Aufgaben erfolgt erfindungsgemäss mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1. Vorteilhafte Ausführungsformen sind Gegenstand der Unteransprüche.

[0011] Die erfindungsgemässe Vorrichtung beruht auf dem Generieren von Pulswellen in dem extrakorporalen Blutkreislauf, wobei die Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der sich im extrakorporalen Kreislauf ausbreitenden Pulswellen gemessen wird. Das Blutvolumen wird aus der gemessenen Ausbreitungsgeschwindigkeit bzw. Laufzeit der Pulswellen bestimmt.

[0012] Das Blutvolumen kann aus der Ausbreitungsgeschwindigkeit bzw. Laufzeit der Pulswellen bestimmt werden, weil bestimmte Blutbestandteile, z.B. Hämoglobin, Proteine etc. im extrakorporalen Blutkreislauf verbleiben, das Plasmawasser aber entfernt wird. Daher können Änderungen der Konzentration der Blutbestandteile zur Messung der Blutvolumenänderung herangezogen werden.

[0013] Wenn im Folgenden vom Blutvolumen die Rede ist, wird darunter sowohl das absolute als auch relative Blutvolumen verstanden. Das relative Blutvolumen zum Zeitpunkt t ist definiert durch:

$$RBV(t) = \frac{V(t)}{V(0)} \quad (1)$$

wobei

$V(0)$ das Blutvolumen zum Zeitpunkt $t = 0$, d.h. zu Beginn der Dialysebehandlung, und

$V(t)$ das Blutvolumen zum Zeitpunkt t , d.h. im Verlauf der Behandlung ist.

[0014] Da die erfindungsgemässe Vorrichtung von der ohnehin in den bekannten Dialysemaschinen vorhan-

denen Druckmessung Gebrauch macht, ist der apparative Aufwand verhältnismässig gering. Für die Bestimmung des Blutvolumens ist lediglich eine entsprechende Ergänzung der Software für die Mikroprozessorsteuerung der Maschine erforderlich.

[0015] In einer bevorzugten Ausführungsform wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der Druckpulswellen im extrakorporalen Kreislauf gemessen, die von der Blutpumpe hervorgerufen werden, die im extrakorporalen Kreislauf der bekannten Hämodialysemaschinen angeordnet ist. Bei der Blutpumpe der bekannten Dialysemaschinen handelt es sich im allgemeinen um eine Rollenpumpe, die bei jeder Umdrehung des Pumpenrotors Druckpulse erzeugt.

[0016] Die von der Blutpumpe generierten Pulswellen werden vorzugsweise mit einem Drucksensor detektiert, der bei den bekannten Dialysemaschinen im extrakorporalen Kreislauf angeordnet ist.

[0017] Zur Steigerung der Genauigkeit kann die Druckmessung vorteilhaft mit einem Drucksensor vorgenommen werden, der ohne Luftsäule in direktem Kontakt am Blutschlauch oder an einer davor vorgesehenen Druckmeßkammer angeordnet ist, durch die die Blutleitung verläuft.

[0018] In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Blutpumpe im arteriellen Zweig der Blutleitung stromauf der Blutbehandlungseinrichtung und der Drucksensor zum Detektieren der Pulswellen stromab der Blutbehandlungseinrichtung im venösen Zweig der Blutleitung angeordnet. Damit ist die Strecke, über die die Laufzeit zu messen ist, der zwischen Blutpumpe und Drucksensor liegende Teil der Blutleitung.

[0019] Wenn der Zeitpunkt, zu dem die Pulswellen von der Blutpumpe generiert werden, nicht bekannt ist, können die von der Blutpumpe generierten Pulswellen mit einem zweiten Drucksensor detektiert werden, der stromauf der Blutbehandlungseinrichtung im arteriellen Zweig der Blutleitung angeordnet ist. Der Zeitpunkt kann aber auch von der Stellung des Pumpenrotors abgeleitet werden, die beispielsweise mit einem Hallsensor erkannt wird. Der Hallsensor kann dabei einen mit dem Rotor sich drehenden Magneten aufweisen, dessen Magnetfeld periodisch eine an dem Stator befindliche Hall-Sonde durchdringt, an der ein entsprechendes elektrisches Spannungssignal abgegriffen werden kann.

[0020] Eine weitere Ausführungsform sieht die Bestimmung des relativen Blutvolumens aus dem Verhältnis der Ausbreitungsgeschwindigkeiten oder Laufzeiten der Pulswellen zu zwei verschiedenen Zeitpunkten der Blutbehandlung, insbesondere zu Beginn und während des Verlaufs der Behandlung vor.

Ausführungsbeispiel

[0021] Im folgenden wird ein Ausführungsbeispiel einer Dialysemaschine mit einer Vorrichtung zur Bestimmung des relativen Blutvolumens anhand der Zeichnungen näher erläutert.

[0022] Es zeigen:

[0023] **Fig. 1** die wesentlichen Komponenten einer Dialysemaschine mit einer Vorrichtung zur Bestimmung des relativen Blutvolumens in stark vereinfachter schematischer Darstellung und

[0024] **Fig. 2** den zeitlichen Verlauf der Signale eines arteriellen und venösen Drucksensors zur Bestimmung des Drucks im arteriellen bzw. venösen Zweig der Blutleitung bzw. des Signals eines Hallsensors zur Bestimmung der Stellung des Pumpenrotors.

[0025] Die Hämodialysevorrichtung weist einen Dialysator **1** auf, der durch eine semipermeable Membran **2** in eine Blutkammer **3** und eine Dialysierflüssigkeitskammer **4** getrennt ist. Der Einlass der Blutkammer ist mit einem Ende einer arteriellen Blutzuführleitung **5** verbunden, in die eine arterielle Blutpumpe **6** geschaltet ist, während der Auslass der Blutkammer **3** mit einem Ende einer venösen Blutabführleitung **7** verbunden ist, in die eine Tropfkammer **8** geschaltet ist. Blutzuführ- und -abführleitung **5, 7** sind konventionelle Schlauchleitungen, die den arteriellen bzw. venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs I bilden.

[0026] Bei der Blutpumpe **6** handelt es sich um eine konventionelle Rollenpumpe, die mit jeder Umdrehung zwei Druckpulse generiert, die sich über die Blutzuführleitung **5**, die Blutkammer **3** und die Blutabführleitung **7** im extrakorporalen Blutkreislauf I fortpflanzen. Die Druckpulswellen werden immer dann erzeugt, wenn der Rotor der Rollenpumpe **6** eine bestimmte Stellung einnimmt. Zur Überwachung der Stellung des Pumpenrotors weist die Rollenpumpe **6** einen Hallsensor **33** auf. Das Dialysierflüssigkeitssystem Π der Hämodialysemaschine umfasst eine Einrichtung **12** zur Bereitstellung der Dialysierflüssigkeit, die über den ersten Abschnitt **13** einer Dialysierflüssigkeitszuführleitung mit dem Einlass der ersten Kammerhälfte **14a** einer Bilanzierereinrichtung **15** verbunden ist. Der zweite Abschnitt **16** der Dialysierflüssigkeitszuführleitung verbindet den Auslass der ersten Bilanzierkammerhälfte **14a** mit dem Einlass der Dialysierflüssigkeitskammer **4**. Der Auslass der Dialysierflüssigkeitskammer **4** ist über den ersten Abschnitt **17a** einer Dialysierflüssigkeitsabführleitung mit dem Einlass der zweiten Bilanzierkammerhälfte **14b** verbunden. In den ersten Abschnitt **17a** der Dialysierflüssigkeitsabführleitung ist eine Dialysierflüssigkeitspumpe **18** geschaltet. Der Auslass der zweiten Bilanzierkammerhälfte **14b** ist über den zweiten Abschnitt **17b** der Dialysierflüssigkeitsabführleitung mit einem Auslauf **19** verbunden. Stromauf der Dialysierflüssigkeitspumpe **18** zweigt von der Dialysierflüssigkeitsabführleitung **17a** eine Ultrafiltratleitung **20** ab, die ebenfalls zu dem Auslauf **19** führt. In die Ultrafiltratleitung **20** ist eine Ultrafiltrationspumpe **21** geschaltet.

[0027] Eine üblicherweise vorhandene zweite Bilanzkammer, die parallel und phasenverschoben zur ersten Bilanzkammer betrieben wird, um einen nahezu konstanten Fluß zu gewährleisten, ist der Einfachheit halber in **Fig. 1** nicht gezeigt.

[0028] Die Hämodialysemaschine umfasst ferner eine zentrale Steuereinheit **22**, die über Steuerleitungen **23** bis **25** mit der Blutpumpe **6**, der Dialysierflüssigkeitspumpe **18** und der Ultrafiltrationspumpe **21** verbunden ist.

[0029] Während der Hämodialysebehandlung wird die Blutkammer von dem Blut des Patienten und die Dialysierflüssigkeitskammer des Dialysators von der Dialysierflüssigkeit durchströmt. Da die Bilanziereinrichtung **15** in den Dialysierflüssigkeitsweg geschaltet ist, kann nur so viel Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitszufuhrleitung zufließen, wie Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung abfließen kann. Mit der Ultrafiltrationspumpe **21** kann dem Patienten Flüssigkeit entzogen werden.

[0030] Die Hämodialysemaschine weist darüber hinaus eine Vorrichtung zur nichtinvasiven Bestimmung des relativen Blutvolumens während der Dialysebehandlung auf. Diese Vorrichtung macht von verschiedenen Komponenten der Hämodialysemaschine Gebrauch. Daher ist sie Teil der Dialysemaschine. Nachfolgend wird die Vorrichtung zur Bestimmung des relativen Blutvolumens im Einzelnen beschrieben.

[0031] Die Vorrichtung zur Bestimmung des relativen Blutvolumens weist einen Drucksensor **26** zum Messen des Drucks in der Blutzufuhrleitung **5** stromab der Blutpumpe **6** und stromauf der Blutkammer **3** des Dialysators **1** und einen Drucksensor **27** zum Messen des Drucks in der Blutabfuhrleitung **7** stromab der Blutkammer **3** des Dialysators auf. Beide Drucksensoren **26**, **27** sind über Signalleitungen **28**, **29** mit einer Auswerteinheit **30** verbunden, in der die Signale der Sensoren verarbeitet werden. Diese Auswerteinheit ist Bestandteil der Mikroprozessorsteuerung der Hämodialysemaschine. Aus den gemessenen Druckwerten bestimmt die Auswerteinheit das relative Blutvolumen, das auf einer Anzeigeeinheit **31** angezeigt wird, die über eine Datenleitung **32** mit der Auswerteinheit verbunden ist.

[0032] Nachfolgend wird die Funktionsweise der Vorrichtung zur Bestimmung des relativen Blutvolumens RBV beschrieben. Die Bestimmung des relativen Blutvolumens beruht auf der Messung der Laufzeit der von der Blutpumpe **6** generierten Pulswellen, die sich im extrakorporalen Blutkreislauf I ausbreiten. Die Messstrecke L setzt sich aus den Teilen der Blutleitung und der Blutkammer zwischen arteriellem und venösem Drucksensor **26**, **27** zusammen. Diese Strecke L ist in **Fig. 1** mit a', b' und e' bezeichnet.

[0033] Der theoretische Zusammenhang zwischen der Pulswellenlaufzeit und dem RBV wird wie folgt hergeleitet. In einer inkompressiblen Flüssigkeit, die sich in einem elastischen zylindrischen Rohr mit der Querschnittsfläche A befindet, wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit c einer longitudinalen Druckwelle gegeben durch:

$$c = \sqrt{\frac{A \, dp}{\rho \, dA}} \quad (2)$$

wobei

c Pulswellengeschwindigkeit

ρ Dichte der Flüssigkeit

dp Druckänderung

dA Flächenänderung

[0034] Bei der Dialysebehandlung beträgt die Laufzeit PTT („Pulse Transit Time“) über den Teil des Blutsehlauchsystems (Messstrecke) mit der Gesamtlänge L zwischen dem vorzugsweise unmittelbar stromab der Blutpumpe angeordneten arteriellen Drucksensor bzw. der Blutpumpe und dem venösen Drucksensor:

$$PTT = \frac{L}{c} = L \sqrt{\frac{\rho \, dA}{A \, dp}} \quad (3)$$

[0035] Aus Gleichung (3) ergibt sich:

$$PTT(t_0) = L \sqrt{\rho(t_0) \left(\frac{dA/A(t_0)}{dp} \right)_{t_0}} \quad (4)$$

$$PTT(t) = L \sqrt{\rho(t) \left(\frac{dA/A(t)}{dp} \right)_t} \quad (5)$$

wobei

$PTT(t_0)$ Laufzeit zum Zeitpunkt t_0

$PTT(t)$ Laufzeit zum Zeitpunkt t

[0036] Mit Gleichung (4) und (5) erhält man:

$$\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)} = \sqrt{\frac{\rho(t) \left(\frac{dA/A(t)}{dp} \right)_t}{\rho(t_0) \left(\frac{dA/A(t_0)}{dp} \right)_{t_0}}} \quad (6)$$

$$\left(\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)} \right)^2 = \frac{\rho(t)}{\rho(t_0)} K(P) \quad (7)$$

$$K(P) = \left(\frac{dA/A(t)}{dp} \right)_t / \left(\frac{dA/A(t_0)}{dp} \right)_{t_0} \quad (8)$$

[0037] Hierbei bezeichnet $K(P)$ das Verhältnis der Dehnungsgröße des Schlauchs zum Zeitpunkt t und t_0 .

[0038] Die Massendichte des Blutes ist mit dem Verhältnis des Massenanteils des Proteins und Wassers im Blut zum gesamten Blutvolumen definiert durch:

$$\rho(t_0) = \frac{m_{\text{protein}}(t_0) + m_{\text{water}}(t_0)}{V(t_0)} \quad (9)$$

$$\rho(t) = \frac{m_{\text{protein}}(t) + m_{\text{water}}(t)}{V(t)} \quad (10)$$

wobei

$\rho(t_0)$ Massendichte des Blutes zum Zeitpunkt t_0

$\rho(t)$ Massendichte des Blutes zum Zeitpunkt t

$V(t_0)$ Blutvolumen zum Zeitpunkt t_0

$V(t)$ Blutvolumen zum Zeitpunkt t

$m_{\text{protein}}(t_0)$ Masse der Proteine in $V(t_0)$ zum Zeitpunkt t_0

$m_{\text{protein}}(t)$ Masse der Proteine in $V(t_0)$ zum Zeitpunkt t

$m_{\text{water}}(t_0)$ Masse des Wassers in $V(t_0)$ zum Zeitpunkt t_0

$m_{\text{water}}(t)$ Masse des Wassers in $V(t_0)$ zum Zeitpunkt t

[0039] Da die Membran eines Dialysators für den überwiegenden Teil der Blutproteine nicht durchlässig ist, bleibt der Blutproteingehalt während der Hämodialyse annähernd konstant, d.h. $m_{\text{protein}}(t) = m_{\text{protein}}(t_0)$. Aus Gleichung (9), (10) und (1) ergibt sich:

$$\frac{\rho(t)}{\rho(t_0)} = \frac{1}{RBV(t)} \left(1 - \frac{m_{\text{water}}(t_0) - m_{\text{water}}(t)}{m_{\text{protein}}(t_0) + m_{\text{water}}(t_0)} \right) \quad (11)$$

[0040] Mit $m_{\text{water}}(t_0) - m_{\text{water}}(t) = V(t_0) \cdot [1 - RBV(t)] \cdot \rho_w$ lässt sich Gleichung (11) in der Form

$$\frac{\rho(t)}{\rho(t_0)} = \frac{1}{RBV(t)} \left(1 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} + RBV(t) \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} \right) \quad (12)$$

schreiben, wobei ρ_w die Massendichte von Wasser bezeichnet.

[0041] Mit Gleichung (7) und (12) erhält man

$$\left(\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)} \right)^2 = \frac{1}{RBV(t)} \left(1 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} + RBV(t) \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} \right) K(P) \quad (13)$$

[0042] Die Lösung dieser Gleichung lautet

$$RBV(t) = \frac{\left(1 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} \right) K(P)}{\left(\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)} \right)^2 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)} K(P)} \quad (14)$$

[0043] Wenn das Schlauchsystem elastisch ist und es innerhalb des Proportionalitätsbereichs (Elastizitätsbereich) bei der Behandlung bleibt, ist nach dem Hookeschen Gesetz $K(P) = 1$. Daraus ergibt sich:

$$RBV(t) = \frac{1 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)}}{\left(\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)} \right)^2 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)}} \quad (15)$$

[0044] Gleichung (15) zeigt, dass das relative Blutvolumen $RBV(t)$ eine Funktion des Verhältnisses der Laufzeiten und der Blutdichte zum Zeitpunkt t_0 ist. Unter der Annahme, dass die Blutdichte vor der Dialysebehandlung für alle Patienten annähernd gleich ist, hängt $RBV(t)$ nur vom Verhältnis der Laufzeiten ab. Wenn die Elastizität des Schlauchs allerdings vom Druck im Schlauch abhängt, insbesondere wenn ein nicht linearer Zusammenhang zwischen der Elastizität und dem Druck besteht, kann eine Kennkurve für $K(P)$ verwendet werden.

[0045] Zu Beginn der Dialysebehandlung bestimmt die Auswerteinheit **30** die Laufzeit $PTT(t_0)$ zum Zeitpunkt t_0 . Dieser Wert wird in einem Speicher gespeichert. In diesen Speicher werden auch die Werte für die Massendichte ρ_w von Wasser und die Massendichte $\rho(t_0)$ des Blutes zu Beginn der Dialysebehandlung eingelesen. Diese Werte werden als Konstanten angenommen. Sie können extern eingegeben oder fest vorgegeben sein.

[0046] Zur Bestimmung der Laufzeit $PTT(t_0)$ wird die Zeit gemessen, die eine Pulswelle benötigt, um vom arteriellen Drucksensor **26** zum venösen Drucksensor **27** zu gelangen.

[0047] Auch wenn die Messtrecke $a' + b' + c'$ in **Fig. 1** eine lange Meßzeit erlaubt, ist zu berücksichtigen, dass sich längs dieser Strecke Elemente mit verschiedener Elastizität befinden. So haben beispielsweise Dialysator und Blutschlauch, bezüglich der Elastizität unterschiedliche Eigenschaften. Zur Vermidung von Störeinflüssen kann daher auch nur über eine Messtrecke längs des Blutschlauches stromauf oder stromab des Dialysators gemessen werden. Dann sind entweder stromab der Blutpumpe ein arterieller Drucksensor zur Messung der Laufzeit zwischen Pumpe und arteriellem Drucksensor oder zwei venöse Drucksensoren zur Messung der Laufzeit zwischen den beiden venösen Sensoren vorzusehen.

[0048] **Fig. 2** zeigt den zeitlichen Verlauf der Drucksignale der Drucksensoren **26**, **27**. Deutlich ist zu erken-

nen, dass die Pulswelle erst an dem arteriellen und dann an dem venösen Drucksensor eintrifft. Die Laufzeit über die Messstrecke L zwischen arteriellem und venösem Drucksensor ist in **Fig. 2** mit PTT, bezeichnet. Um eine besonders lange Messstrecke zu haben, sollte der arterielle Drucksensor **26** unmittelbar stromab der Blutpumpe **6** und der venöse Drucksensor **27** möglichst weit stromab der Blutkammer **3** in der Blutleitung angeordnet sein.

[0049] Während der Dialysebehandlung bestimmt die Auswertereinheit **30** fortlaufend die Laufzeit PTT (t) der Pulswellen und berechnet nach Gleichung (15) fortlaufend das relative Blutvolumen RBV(t).

[0050] Unter der Annahme eines nicht linearer Zusammenhang zwischen der Elastizität und dem Druck, wird eine Kennkurve für K(p) im Speicher abgelegt. Dann erfolgt die Berechnung des relativen Blutvolumens nach Gleichung (14).

[0051] Eine alternative Ausführungsform sieht nur einen venösen Drucksensor **27** in der Blutabfuhrleitung **7** vor. Der arterielle Drucksensor **26** in der Blutzufuhrleitung **5** ist grundsätzlich nicht erforderlich. Anstelle des arteriellen Drucksensors kann das Auftreten der Pulswellen mit dem Hallsensor **33** der Blutpumpe detektiert werden:

[0052] **Fig. 2** zeigt das Hallsignal des Sensors **33**. Deutlich ist zu erkennen, dass die negativen Flanken des Hall- und Drucksignals übereinstimmen. Die Laufzeit über die Strecke zwischen Blutpumpe und venösem Drucksensor ist in **Fig. 2** mit PTT₂ bezeichnet. Da der Magnet auf dem Rotor der Blutpumpe nur zu einem Signal pro Umdrehung führt und der Rotor zwei okkludierende Rollen aufweist, tritt das Hallsignal nur mit der halben Frequenz gegenüber dem Drucksignal auf.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens während einer extrakorporalen Blutbehandlung in einem extrakorporalen Blutkreislauf (I), der einen zu einer Blutbehandlungseinrichtung (**1**) führenden arteriellen Zweig (**5**) einer Blutleitung (**5, 7**) und einen von der Blutbehandlungseinrichtung abgehenden venösen Zweig (**7**) der Blutleitung (**5, 7**) aufweist, wobei die Vorrichtung zur Bestimmung des Blutvolumens Mittel (**26, 27, 30**) zum Messen der Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der sich in dem extrakorporalen Kreislauf ausbreitenden Pulswellen aufweist, gekennzeichnet durch

Mittel (**6**) zum Generieren von Pulswellen in dem extrakorporalen Kreislauf (I) und

Mittel (**30**) zum Bestimmen des Blutvolumens, die derart ausgebildet sind, dass das Blutvolumen aus der gemessenen Laufzeit oder Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswellen bestimmbar ist.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass im extrakorporalen Kreislauf (I) eine Blutpumpe (**6**) angeordnet ist, wobei die Mittel (**26, 27, 30**) zum Messen der Laufzeit oder Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswellen derart ausgebildet sind, dass die Ausbreitungsgeschwindigkeit oder Laufzeit der von der Blutpumpe (**6**) im extrakorporalen Kreislauf generierten Pulswellen gemessen wird.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass im extrakorporalen Kreislauf (I) ein Drucksensor (**27**) zum Detektieren der von der Blutpumpe (**6**) generierten Pulswellen angeordnet ist.

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Blutpumpe (**6**) im arteriellen Zweig (**5**) der Blutleitung (**5, 7**) stromauf der Blutbehandlungseinrichtung (**1**) und der Drucksensor (**27**) zum Detektieren der Pulswellen stromab der Blutbehandlungseinrichtung im venösen Zweig (**7**) der Blutleitung (**5, 7**) angeordnet ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass ein zweiter Drucksensor (**26**) zum Detektieren der Pulswellen stromauf der Blutbehandlungseinrichtung (**1**) im arteriellen Zweig der Blutleitung (**5, 7**) angeordnet ist.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (**30**) zum Bestimmen des relativen Blutvolumens derart ausgebildet sind, dass das relative Blutvolumen RBV(t) aus dem Verhältnis der Laufzeiten oder Ausbreitungsgeschwindigkeiten der Pulswellen zu zwei verschiedenen Zeitpunkten t, t₀ der Blutbehandlung bestimmbar ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel (**30**) zum Bestimmen des relativen Blutvolumens derart ausgebildet sind, dass das relative Blutvolumen RBV(t) aus der zeitlichen Änderung der Laufzeiten der Pulswellen nach der folgenden Gleichung berechnet wird,

$$RBV(t) = \frac{1 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)}}{\left(\frac{PTT(t)}{PTT(t_0)}\right)^2 - \frac{\rho_w}{\rho(t_0)}}$$

wobei $PTT(t)$ und $PTT(t_0)$ die Laufzeit der Pulswellen über einen Streckenabschnitt des extrakorporalen Blutkreislaufs mit einer vorgegebenen Länge L zum Zeitpunkt t und t_0 und ρ_w die Massendichte von Wasser und $\rho(t_0)$ die Massendichte des Blutes zu Beginn der Blutbehandlung ist.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

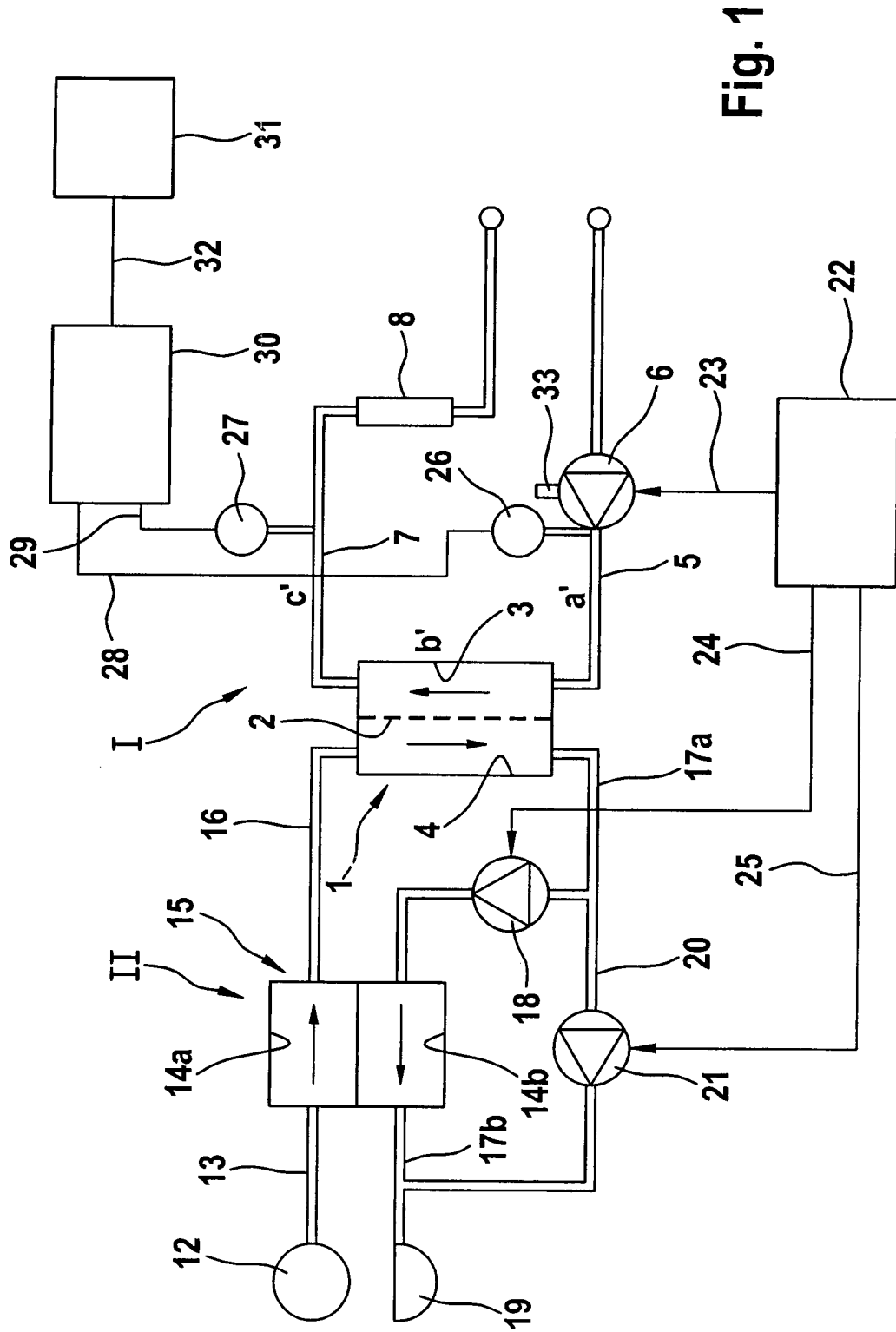


Fig. 1

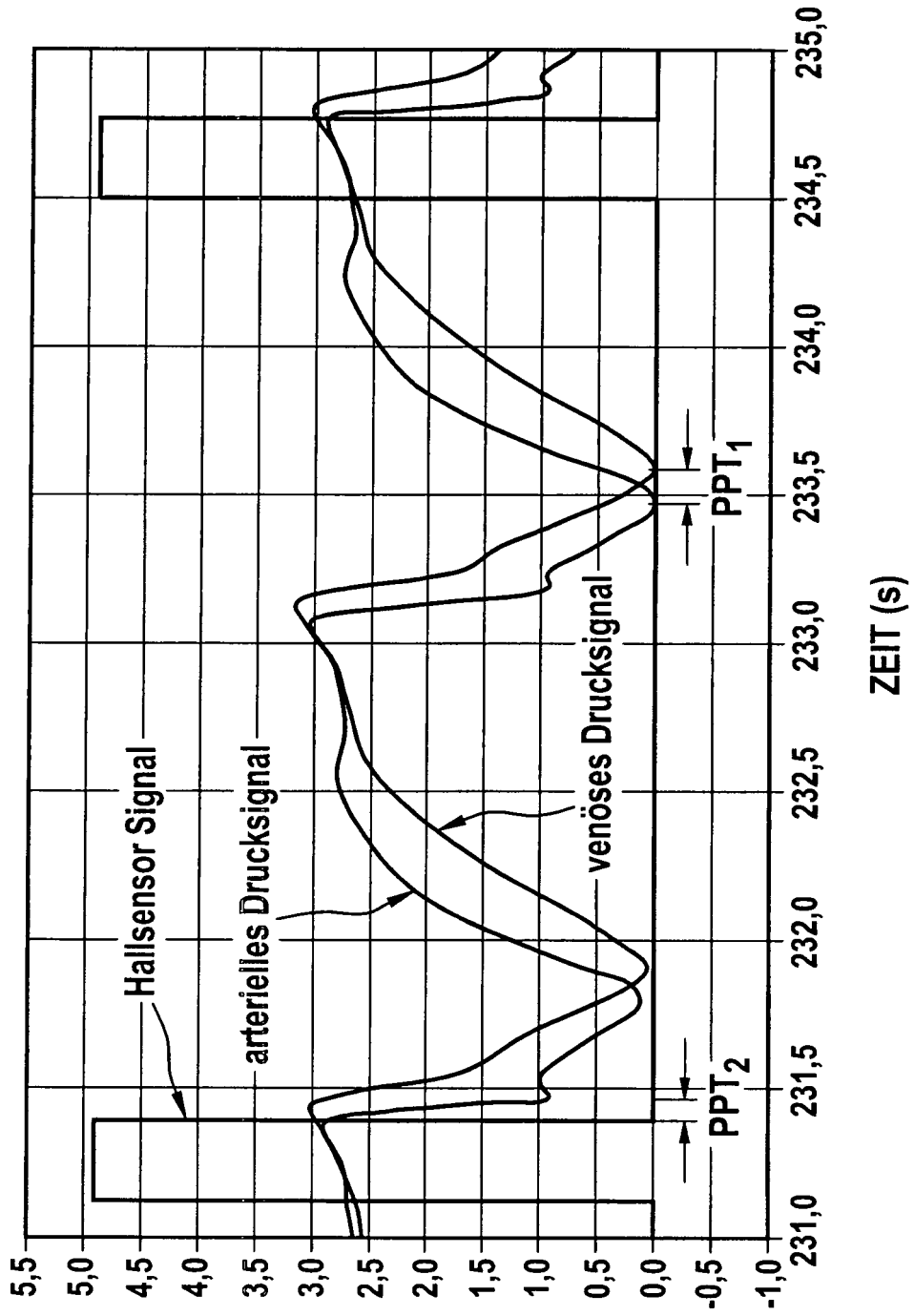


Fig. 2