

Beschreibung

GEBIET DER ERFINDUNG

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Querstromfiltration, und insbesondere eine Vollblutfiltrationsvorrichtung, die einen schnellen und einfachen Filterprozess zur Trennung von Blutzellen ermöglicht.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Die Abtrennung von Blutzellen ist insbesondere für Zwecke der Analyse des menschlichen Blutes erforderlich. Eine Abtrennung kann durch Einwirken einer Zentrifugation auf das menschliche Blut erreicht werden, um getrennt Plasma/Serum und Blutzellen zu erhalten. Allerdings benötigt ein Zentrifugationsprozess eine aufwändige Einrichtung, und benötigt auch einen bestimmten Zeitaufwand. Insbesondere ist bei Notfalleinsätzen, beispielsweise in Krankenwagen, ein Zentrifugationsprozess nicht durchführbar. Auch für den privaten Gebrauch oder für Apotheken ist ein Zentrifugationsprozess kostenaufwändig, und erfordert außerordentliche Aufwendungen. Daher besteht ein Bedürfnis nach einer einfachen und kostengünstigen Vorrichtung für die Vollblutfiltration.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0003] Die vorliegende Erfindung stellt eine Vollblutfiltrationsvorrichtung zur Verfügung, die einen einfachen Aufbau aufweist, verlässlich ist, und einen schnellen Filtrationsprozess ermöglicht.

[0004] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung wird eine Vollblut-Filtrationsvorrichtung zur Verfügung gestellt, die ein Zufuhrvolumen aufweist, das mit einer ersten Zuführseitenöffnung und einer zweiten Zuführseitenöffnung versehen ist, eine Reinseite, und eine Filtermembran, wobei die Filtermembran das Zufuhrvolumen und die Reinseite trennt, wobei die Filtermembran eine Porengröße aufweist, die eine Durchlässigkeit für Blutplasma/Serum sicherstellt, jedoch Blutzellen zurückhält, wobei die erste Zuführseitenöffnung so ausgebildet ist, dass sie mit einer ersten Blutpumpe verbunden werden kann, vorzugsweise durch Luer-Lock-Verbindung, zum Zuführen von Blut von der ersten Zuführseitenöffnung zum Zufuhrvolumen, so dass Blutplasma/Serum die Filtermembran durchdringen kann, und Blutzellen das Volumen durch die zweite Zuführseitenöffnung verlassen können.

[0005] Auf diese Weise wird ermöglicht, eine einfache Vorrichtung zur Blutfiltration zur Verfügung zu stellen, so dass Plasma/Serum schnell von dem menschlichen Blut für Analysezwecke getrennt werden kann. Für Analysezwecke kann entweder das erhal-

tene Plasma/Serum oder das Zellenkonzentrat verwendet werden. Die voranstehend geschilderte Vorrichtung ist einfach im Aufbau und leicht handzuhaben, so dass sie auch außerhalb von Laboren und in Fällen einsetzbar ist, in welchen keine Zentrifugationseinrichtung verfügbar ist. Die Membran ist so ausgebildet, dass sie Blutplasma/Serum durchlässt und Blutzellen zurückhält. Insbesondere kann die Membran so ausgebildet sein, dass sie eine bestimmte Menge an Plasma/Serum pro Durchflusszyklus durchlässt, so dass sich eine Menge an Plasma/Serum ansammelt, wenn mehrere Durchflussiterationen durchlaufen werden. Die Filterfläche der Membran, also die Oberfläche zu einer unbehandelten Seite eines Filtermediums, beispielsweise ein Lumen eines Hohlfasermembran-Filtermediums, oder das Zufuhrvolumen des Filters kann so ausgebildet sein, dass eine Adhäsion und eine mechanische/chemische Zerstörung von Blutzellen verhindert wird, so dass das Fluid aus Blutzellen und verbliebenem Plasma/Serum Blutzellen abspülen kann, so dass eine Verstopfung der Membran verhindert werden kann.

[0006] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die zweite Zuführseitenöffnung so ausgebildet, dass sie mit einer zweiten Blutpumpe verbunden werden kann, vorzugsweise durch eine Luer-Lock-Verbindung, zum Zuführen von Blut von der zweiten Zuführseitenöffnung zum Zufuhrvolumen, so dass ein Blutplasma/Serum die Filtermembran durchdringen kann, und Blutzellen das Volumen durch die erste Zuführseitenöffnung verlassen können.

[0007] Auf diese Art und Weise wird ermöglicht, einen Vorwärts- und einen Rückwärts-Blutfluss durch die Vollblutfiltrationsvorrichtung zu erzeugen, so dass bei jeder Iteration eine bestimmte Menge an Plasma/Serum von dem Vollblut abgetrennt werden kann. Insbesondere kann der Blutfluss in Vorwärtsrichtung und Rückwärtsrichtung iterativ hervorgerufen werden, bis die gewünschte Menge an Plasma/Serum von dem Vollblut abgetrennt wurde. Es wird darauf hingewiesen, dass eine Blutpumpe eine motorbetriebene Vorrichtung sein kann, eine von Hand angetriebene Vorrichtung, oder nur eine Vorrichtung in Kombination mit einem Energiespeicherelement, etwa einer Feder oder dergleichen, so dass ein automatischer Rückfluss erzeugt wird.

[0008] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Vollblut-Filtrationsvorrichtung weiterhin zumindest eine Blutpumpe auf, die entweder mit der ersten Zuführseitenöffnung oder der zweiten Zuführseitenöffnung verbunden ist.

[0009] Hierdurch wird ermöglicht, eine vollständige Vollblut-Filtrationsvorrichtung zur Verfügung zu stellen, welche die Blutpumpe enthält, so dass der Filtrationsprozess direkt begonnen werden kann. Es wird darauf hingewiesen, dass die Blutpumpe ent-

fernt werden kann, um die Blutpumpe mit Blut zu füllen. Die Blutpumpe kann ausgetauscht werden.

[0010] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die zumindest eine Blutpumpe eine Hand-Blutpumpe.

[0011] Auf diese Weise kann eine Vollblut-Filtervorrichtung zur Verfügung gestellt werden, die keine Antriebsquelle benötigt. Die Blutpumpe kann eine Spritze sein, die einen Kupplungsabschnitt zum Anschließen einer Nadel aufweist.

[0012] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Vollblut-Filtrationsvorrichtung weiterhin eine zweite Blutpumpe auf, die mit entweder der ersten Zuführseitenöffnung oder der zweiten Zuführseitenöffnung verbunden ist.

[0013] Daher sind keine weiteren, von einem Motor angetriebenen Elemente erforderlich und kann die Vollblut-Filtrationsvorrichtung unabhängig von Energie eingesetzt werden. Insbesondere kann die manuelle Blutpumpe eine Spritze sein, die auch zum Abnehmen von Blut aus der Vene eines Menschen eingesetzt werden kann. Insbesondere kann die Nadel von der Spritze getrennt werden, und kann die Spritze mit der Vollblut-Filtrationsvorrichtung zusammengesteckt werden. Zu diesem Zweck kann entweder die erste Zuführseitenöffnung oder die zweite Zuführseitenöffnung offen und nicht mit einer Blutpumpe verbunden sein, wogegen die andere Zuführseitenöffnung mit der zweiten Blutpumpe verbunden sein kann, um das verbleibende Vollblut der anderen Seite in Bezug auf die erste Zuführseitenöffnung bzw. die zweite Zuführseitenöffnung zu empfangen.

[0014] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die zweite Blutpumpe ein federelastisches Volumen auf, das dazu ausgebildet ist, bei Empfang eines Blutfluids vorgespannt zu werden, und Blutfluid bei einer verringerten Vorspannung freizugeben.

[0015] Auf diese Weise kann die zweite Blutpumpe das verbleibende Blut empfangen, das noch nicht endgültig gefiltert ist, und das Blut speichern, so dass das Blut für die nächste Iteration des Filterprozesses zurückfließen kann. Daher wird ermöglicht, nur eine Blutpumpe zu betätigen, wogegen die andere Blutpumpe in Folge des federelastischen Volumens sich expandiert, um das Blutfluid zu empfangen, und sich zusammenzieht, um das Blutfluid abzugeben. Beispielsweise kann als die zweite Blutpumpe ein elastischer Gummi oder ein federbelasteter Tauchkolben verwendet werden, so dass an der Seite der ersten Blutpumpe ein Druck für einen Fluss in Vorwärtsrichtung ausgeübt werden kann, wobei dann bei Freigabe des Drucks die Eigenschaft der Federelastizität der zweiten Blutpumpe den Rückfluss des Fluids zurück zur ersten Blutpumpe hervorruft, so dass die Flussprozesse in Vorwärtsrichtung und in Rückwärtsrichtung

so wiederholt werden können, dass eine Betätigung nur an der Seite der ersten Blutpumpe erfolgt. Das Vorspannteil kann ein Luftvolumen in einem Zylinder sein. Das aufnehmende Volumen des Zylinders kann durch einen bewegbaren Tauchkolben von dem vorspannenden Volumen getrennt sein.

[0016] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Filtermembran zumindest ein Hohlfasermembran-Filtermedium auf, welches ein Lumen mit einer ersten Endseitenöffnung und einer zweiten Endseitenöffnung aufweist, wobei das Lumen das Zuführvolumen aufweist, so dass die erste Zuführseitenöffnung in Kommunikation mit einer ersten Endseitenöffnung steht, und die zweite Zuführseitenöffnung in Kommunikation mit der zweiten Endseitenöffnung steht.

[0017] Daher kann der Filterprozess durch eine Querstromfiltration über das Hohlfasermembran-Filtermedium durchgeführt werden. Insbesondere können auch mehrere Hohlfasermembranen eingesetzt werden, wobei die mehreren Lumen der mehreren Hohlfasermembranen jeweils eine erste Endseitenöffnung und eine zweite Endseitenöffnung aufweisen, und die mehreren Endseitenöffnungen in Kommunikation mit der ersten Zuführseitenöffnung stehen, und die mehreren zweiten Endseitenöffnungen in Kommunikation mit der zweiten Zuführseitenöffnung stehen. Insbesondere können die Hohlfasermembranen innerhalb des Gehäuses an der ersten Endseitenöffnungsseite und der zweiten Endseitenöffnungsseite vergossen sein, so dass eine fluiddichte Verbindung zur ersten und zweiten Zuführseitenöffnung besteht. Die Hohlfasermembranen können keramische Hohlfasermembranen oder Polymer-Hohlfasermembranen sein.

[0018] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Vollblutfiltrationsvorrichtung weiterhin ein Gehäuse auf, welches die Filtermembran enthält, wobei das Gehäuse die erste Zuführseitenöffnung und die zweite Zuführseitenöffnung aufweist, und wobei das Gehäuse weiterhin eine Auslassöffnung aufweist, die in Kommunikation mit der sauberen Seite steht.

[0019] Auf diese Weise kann das abgetrennte Blutplasma/Serum auf der sauberen Seite gesammelt werden, und zusammen einer Auslassöffnung zugeführt werden, welche beispielsweise mit einem weiteren Behälter verbunden ist, etwa zum Beispiel mit einer Spritze. Die Auslassöffnung kann auch mit einem Plasma/Serum-Sammler verbunden sein, der daraufhin bei einem Analysenvorgang eingesetzt werden kann. Das Gehäuse kann sich zum Auslass hin verjüngen, um den Ablass des Filtrates zu unterstützen. Das Gehäuse kann ein zweiteiliges Gehäuse sein, welches Aufnahmeabschnitte zur Aufnahme der Hohlfasermembran oder des Hohlfasermembranbün-

dels aufweist. Die Aufnahmeabschnitte können eng die Hohlfasermembran oder das Fasermembranbündel einklemmen. Dies vereinfacht den Herstellungsprozess, da die Hohlfasermembran oder das Fasermembranbündel beim Zusammenbau des Gehäuses an den Endseiten beider Gehäuseabschnitte eingeklemmt werden kann.

[0020] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die Hohlfasermembran eine Faser, die mit einer ionischen Lösung vorbehandelt wurde.

[0021] Die Vorbehandlung einer Hohlfasermembran mit einer ionischen Lösung kann die Hämolyse verringern, wobei Hämolyse die Zerstörung der Blutzellen bedeutet, insbesondere der roten Blutzellen. Die ionische Lösung kann beispielsweise eine Natriumchloridlösung (NaCl-Lösung) sein, insbesondere eine isotonische NaCl-Lösung (0,9% m:v), was zu einer Verringerung des osmotischen Drucks innerhalb der Blutzellen führen kann und zu einer Vorbenetzung der Hohlfasermembran, um Kapillareffekte zu verringern.

[0022] Gemäß einer Ausführungsform der Erfindung ist die Hohlfasermembran aus einem Keramikmaterial hergestellt, welches eine Porengröße aufweist, die eine Durchlässigkeit für Blutplasma/Serum sicherstellt, jedoch Blutzellen zurückhält.

[0023] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die Hohlfasermembran eine Membran, die zur Verringerung der Hydrophilie beschichtet ist. Hydrophilie sollte bevorzugt im Filterbereich verringert werden, in welchem das Vollblut in ersten Kontakt mit der Membran gelangt. Infolge der verringerten Hydrophilie werden die Kapillareffekte weniger zerstörend für die Blutzellen.

[0024] Hierdurch wird ermöglicht, ein inertes und hemokompatibles Material für die Hohlfasermembran zu erhalten, wobei dieses Material einen ordnungsgemäßen Filterprozess ermöglicht, um Blutplasma/Serum von den verbleibenden Blutzellen zu trennen.

[0025] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die Hohlfasermembran aus einem Polymermaterial hergestellt, welches eine Porengröße aufweist, die eine Durchlässigkeit für Blutplasma/Serum sicherstellt, jedoch Blutzellen zurückhält.

[0026] Hierdurch wird ermöglicht, eine Hohlfasermembran aus einem Material zu erzielen, welches einfach herzustellen ist.

[0027] Bei einer Ausführungsform weist das Gehäuse eine Längsausdehnung auf, weist die erste Zuführseitenöffnung eine erste Öffnungsorientierung auf, und die zweite Zuführseitenöffnung eine zweite Öffnungsorientierung, wobei die erste Öffnungsorien-

terung und die zweite Öffnungsorientierung jeweils in Bezug auf die Längsausdehnung des Gehäuses schräg verlaufen, wobei die Schrägstellung zwischen der Längsausdehnung des Gehäuses und der ersten Öffnungsorientierung sowie die Schrägstellung zwischen der Längsausdehnung des Gehäuses und der zweiten Öffnungsorientierung zwischen 10° und 80° liegen, bevorzugt zwischen 30° und 60°, und noch bevorzugter 45° +/- 5° betragen.

[0028] Daher ist eine Blutpumpe, die mit ersten Zuführseitenöffnung und der zweiten Zuführseitenöffnung verbunden werden soll, einfacher handzuhaben. Die Vorrichtung ermöglicht eine anatomisch korrekte Handhabung. Bei einer Ausführungsform ist die Auslassöffnung weg von der ersten und der zweiten Öffnungsorientierung hin orientiert.

[0029] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Vollblut-Filtrationsvorrichtung weiterhin einen ersten federelastischen Ballon als Blutpumpe auf, die fest mit der ersten Zuführseitenöffnung verbunden ist, einen zweiten federelastischen Ballon als eine Blutpumpe, die fest an die zweite Zuführseitenöffnung angeschlossen ist, wobei das Gehäuse weiterhin eine Probeneinlassöffnung aufweist, die in Kommunikation mit dem Filtervolumen steht, um die Blutprobe zuzuführen.

[0030] Daher ist die Handhabung einfacher, da kein Kolben bewegt werden muss. Die Filtervorrichtung, welche die Blutpumpen aufweist, kann als geschlossenes System mit nur einer einzigen Einlassöffnung und einer einzigen Auslassöffnung ausgelegt werden. Die Einlassöffnung und die Auslassöffnung sind gut abgegrenzt, so dass die gesamte Vorrichtung einfach aseptisch gehalten werden kann.

[0031] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die Probeneinlassöffnung als eine Injektionsnadel ausgelegt, die in Kommunikation mit dem Filtervolumen zum Zuführen der Blutprobe steht.

[0032] Auf diese Weise kann eine Blutprobe einfach eingesteckt werden, insbesondere ein Standardblutbehälter als Probenbehälter, der eine perforierbare Trennwand aufweist.

[0033] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist das Gehäuse einen U-förmigen Verlauf auf, und weisen die erste Zuführseitenöffnung und die zweite Zuführseitenöffnung entsprechende Öffnungsorientierungen auf, so dass eine erste Blutpumpe und eine zweite Blutpumpe, die angeschlossen werden sollen, Seite an Seite angeordnet werden können.

[0034] Auf diese Weise kann die Vorrichtung kompakt ausgelegt werden, und einfach handhabbar sein. Insbesondere können die beiden Blutpumpen

Druckknöpfe aufweisen, die Seite an Seite angeordnet sind.

[0035] Bei einer Ausführungsform der Erfindung weist die Vollblutfiltrationsvorrichtung weiterhin eine erste Blutpumpe auf, die abnehmbar an die erste Zuführseitenöffnung angeschlossen ist, sowie eine zweite Blutpumpe, die abnehmbar an die zweite Zuführseitenöffnung angeschlossen ist, wobei die erste Blutpumpe und die zweite Blutpumpe Seite an Seite angeordnet sind, und eine einzige Einheit bilden.

[0036] Auf diese Weise kann ein modulares System mit entsprechenden Stopfen zur Verfügung gestellt werden. Die Pumpeneinheit mit zwei Pumpen weist zwei Öffnungen mit entsprechender Geometrie zur Zuführöffnungsanordnung auf, welche die erste und die zweite Zuführöffnung des Gehäuses enthält, so dass beide Pumpen an das Gehäuse durch einen einzigen Einsteckschritt angeschlossen werden können. Dies kann bei Notfallmedizineinsätzen hochrelevant sein.

[0037] Bei einer Ausführungsform der Erfindung sind die erste Blutpumpe und die zweite Blutpumpe durch Kolben angetriebene, manuelle Blutpumpen, die jeweils einen Druckknopf aufweisen, wobei die Druckknöpfe eine korrespondierende Betätigungsorientierung aufweisen.

[0038] Auf diese Weise können die Druckknöpfe abwechselnd betätigt werden, wenn die Vollblut-Filtrationsvorrichtung von Hand gehalten wird. Die Druckknöpfe können beispielsweise abwechselnd durch den Daumen eines Benutzers betätigt werden, wenn die Vorrichtung von Hand gehalten wird.

[0039] Bei einer Ausführungsform der Erfindung kann entweder die erste Blutpumpe oder die zweite Blutpumpe, wenn sie von dem Gehäuse getrennt ist, abnehmbar mit einer Injektionsnadel verbunden sein, um einem Patienten Blut abzunehmen.

[0040] Daher kann die Blutpumpe direkt zum Abnehmen von Blut von einem Patienten eingesetzt werden, ohne das Erfordernis der Übertragung des Blutes in die Pumpe.

[0041] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist das Gehäuse sich verjüngend zur Auslassöffnung ausgebildet.

[0042] Daher kommt durch den Einfluss der Schwerkraft das Plasma/Serum an der Auslassöffnung an, eine korrekte Orientierung vorausgesetzt.

[0043] Bei einer Ausführungsform der Erfindung ist die Gehäuseoberfläche an der sauberen Seite hydrophob oder mit einer hydrophoben Beschichtung versehen.

[0044] Auf diese Weise kann eine Verschwendung von Plasma/Serum durch Adhäsion am Gehäuse verhindert werden.

[0045] Es wird darauf hingewiesen, dass die voranstehenden Merkmale auch kombiniert werden können. Die Kombination der voranstehenden Merkmale kann auch zu synergistischen Wirkungen führen, selbst falls dies nicht explizit im Einzelnen beschrieben wurde.

[0046] Bei einer anderen Ausführungsform des Prozesses wird die Probe aus Vollblut an Blutzellen durch ein unterschiedliches Verfahren verarmt, wonach immer noch Blutzellen in der Probe vorhanden sind, beispielsweise durch eine unvollständige Abtrennung der Blutzellen vom Serum/Plasma durch Zentrifugation oder Sedimentation.

[0047] Die Vollblut-Filtervorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung kann auch als Trennwerkzeug für Feststoff-Flüssigkeit oder Flüssigkeit-Flüssigkeit auf anderen Gebieten eingesetzt werden, beispielsweise in der Veterinärmedizin, der Lebensmitteltechnik, in den Umweltwissenschaften und allgemein in wissenschaftlichen Laboren. Insbesondere kann die Vollblut-Filtervorrichtung bei effizienten und milden Trennverfahren hochkonzentrierter Suspensionen, Zellsystemen und Systemen aus empfindlichen Teilchen eingesetzt werden. Es wird stark bevorzugt, die Vollblut-Filtervorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung bei Filtrationsprozessen einzusetzen, bei welchen das Volumen der abzutrennenden Probe und das Volumen des Filtrates klein sind, beispielsweise kleiner als 20 ml, bevorzugt weniger als 10 ml, was beispielsweise der Fall bei der analytischen Qualitätssicherung in Herstellungsprozessen ist.

[0048] Dieser und andere Aspekte der Erfindung werden unter Bezugnahme auf die nachstehend geschilderten Ausführungsbeispiele deutlich und erläutert werden.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0049] Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung werden nachstehend unter Bezugnahme auf die folgenden Zeichnungen beschrieben.

[0050] Fig. 1 veranschaulicht ein Beispiel für eine Vollblut-Filtrationsvorrichtung gemäß der Erfindung.

[0051] Fig. 2 veranschaulicht ein Ausführungsbeispiel eines zweiteiligen Gehäuses.

[0052] Fig. 3 veranschaulicht ein Ausführungsbeispiel einer Vollblut-Filtervorrichtung gemäß der Erfindung.

[0053] Fig. 4 veranschaulicht den Zusammenbau eines Beispiels für eine Vollblut-Filtervorrichtung.

[0054] Fig. 5 erläutert ein Ausführungsbeispiel mit Ballonpumpen.

[0055] Fig. 6 veranschaulicht die Handhabung des Ausführungsbeispiels mit Ballonpumpen.

[0056] Fig. 7 veranschaulicht den Stopfen eines Blutprobenbehälters gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0057] Fig. 8 veranschaulicht eine modulare Filtervorrichtung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

[0058] Fig. 9 veranschaulicht das Filtergehäusmodul und das Pumpenmodul der beispielhaften modularen Vorrichtung.

[0059] Fig. 10 veranschaulicht eine Nadel, die in die Pumpeneinheit eingesteckt ist.

[0060] Fig. 11 veranschaulicht eine wieder zusammengebaute modulare Filtervorrichtung gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG VON AUSFÜHRUNGSBEISPIELEN

[0061] Fig. 1 veranschaulicht ein Ausführungsbeispiel für eine Vollblut-Filtrationsvorrichtung. Die Vollblut-Filtrationsvorrichtung **1** weist ein Gehäuse **10** auf. Das Gehäuse **10** kann die Filtermembran **30** aufnehmen, wobei diese Filtermembran **30** die Form einer Hohlfasermembran **35** aufweist. Fig. 1 veranschaulicht beispielhaft eine Hohlfasermembran, insbesondere in vergrößerter Darstellung. Allerdings wird darauf hingewiesen, dass auch mehrere Hohlfasermembranen innerhalb des Gehäuses **10** eingesetzt werden können. Der Filter weist ein Zuführvolumen **20** auf, welches das zu filternde Vollblut empfängt. Die Filtermembran **30** trennt das Zuführvolumen, also die Rohseite des Filtermediums, von der sauberen Seite. Wenn eine Filtervorrichtung **1** mit einer Hohlfasermembran **35** zur Verfügung gestellt wird, befindet sich das Zuführvolumen innerhalb des Hohlfasermembranlumens **36**. Wenn mehrere Hohlfasermembranen zur Verfügung gestellt werden, stellen die mehreren Lumen **36** der Hohlfasermembranen das Zuführvolumen **20** zur Verfügung. Das Zuführvolumen **20** weist eine erste Zuführseitenöffnung **21** und eine zweite Zuführseitenöffnung **22** auf. Die Hohlfasermembranen können gegenüber dem Gehäuse abgedichtet sein, um einen Nebenschluss des Fluids ohne Durchgang durch das Filtermedium zu verhindern. Die Abdichtung kann durch Vergießen mit Epoxyharz, Polyurethan, durch Schmelzen des Gehäusepolymers, und dergleichen erzielt werden.

Eine erste Blutpumpe **110** kann mit der ersten Zuführseitenöffnung **21** verbunden sein, wogegen eine zweite Blutpumpe **120** mit der zweiten Zuführseitenöffnung **22** verbunden sein kann. Die erste Zuführseitenöffnung und die zweite Zuführseitenöffnung können dazu verwendet werden, eine jeweilige Blutpumpe mit dem Gehäuse **10** zu verbinden. Wenn eine oder mehrere Hohlfasermembranen **35** vorgesehen sind, weist jedes der Hohlfasermembranlumina eine erste Endseitenöffnung **31** und eine zweite Endseitenöffnung **32** auf. Jede der ersten Endseitenöffnungen **31** des Lumens **36** kann mit der ersten Zuführseitenöffnung verbunden sein, und jede der zweiten Endseitenöffnungen **32** des Lumens **36** kann mit der zweiten Zuführseitenöffnung **22** verbunden sein. Daher können auch mehrere Hohlfasermembranen mit der ersten und der zweiten Zuführseitenöffnung **21** bzw. **22** verbunden sein. Wenn der Filterprozess beginnt, kann eine erste Blutpumpe **110** das Blut durch die erste Zuführseitenöffnung **21** in das Zuführvolumen **20** hinein zuführen. Die Filtermembran ist so ausgelegt, dass sie das Blutplasma/Serum durchlässt, und die Blutzellen zurückhält. Daher überwindet das Plasma/Serum die Wand der Filtermembran **30** und kommt an der sauberen Seite **40** des Filters an, wobei die Reinseite bei der in Fig. 1 dargestellten Ausführungsform sich innerhalb des Gehäuses befindet. Das Blutplasma/Serum **98** geht daher durch die Filtermembran **30** hindurch, und wird an der sauberen Seite des Gehäuses gesammelt. Die Blutzellen **99** werden an der unbehandelten Seite der Filtermembran zurückgehalten, und verlassen früher oder später das Gehäuse durch die zweite Zuführseitenöffnung in einen Sammelbehälter hinein. Der Sammelbehälter kann beispielsweise eine zweite Blutpumpe **120** sein, die ein Aufnahmevolumen aufweist. Das Aufnahmevolumen der zweiten Blutpumpe kann beispielsweise ein variables Volumen **121** sein, das sich ausdehnt, wenn es das Vollblut **97** mit den Blutzellen **99** empfängt, von welchem jedoch zumindest ein Teil des Blutplasmas/Serums **98** abgezogen wurde. Das variable Volumen kann durch ein federelastisches Material erzielt werden, wie in Fig. 1 dargestellt. Das variable Volumen kann auch durch einen Zylinder und einen Kolben erzielt werden, wie bei der Alternative von Fig. 1 dargestellt. Die Elemente links von der gestrichelten Linie können, wie voranstehend geschildert, die selben sein. Der Kolben kann federbelastet sein, um einen automatischen Rückfluss zu erzeugen, wenn der Druck auf der Seite der ersten Pumpe verringert wird. Die Federbelastung kann durch eine mechanische Feder oder durch ein zusammendrückbares Luftvolumen zur Verfügung gestellt werden. Da eine bestimmte Länge der Filtermembran oder einer Hohlfasermembran den Durchgang eines kleinen Anteils des Blutplasmas/Serums **98** während einer Iteration ermöglichen kann, kann das gesammelte Blut **97** innerhalb des Aufnahmevolumens der zweiten Blutpumpe zurückfließen, um den Filterprozess zu wiederholen. Daher können mehrere Vorwärts-

und Rückwärtsflussiterationen durchgeführt werden, wobei jeder der Durchflüsse einen bestimmten Anteil des Blutplasmas/Serums abtrennen kann, so dass früher oder später die erforderliche Menge an Blutplasma/Serum in dem Gehäuse **10** auf der sauberen Seite **40** des Filters angesammelt wurde. Das abgetrennte Blutplasma/Serum **98** kann das Gehäuse **10** durch die Auslassöffnung **41** verlassen, um beispielsweise in einem weiteren Behälter für Plasma/Serum gesammelt zu werden.

[0062] Die Hohlfasermembranen können aus einem Keramikmaterial oder einem Polymermaterial hergestellt werden. Die Hohlfasermembran oder allgemein die Hohlfaserfiltermembran kann eine solche Porengröße aufweisen, dass sie das Blutplasma/Serum durchlässt und die Blutzellen zurückhält. Die Porengröße kann beispielsweise zwischen 100 und 1000 Nanometern betragen. Die Oberfläche der Hohlfasermembran kann eine Rauigkeit von weniger als 10 µm aufweisen, um die Zerstörung von Blutzellen zu verhindern. Die Hohlfasermembran kann mit einer isotonischen Salzlösung vorgespült werden, insbesondere mit einer isotonischen NaCl-Lösung. Dieses Vorspülen feuchtet die Oberfläche der Filtermembran an, und deckt die Filtermembran mit Natrium- und Chloridionen ab. Die NaCl-Konzentration in der ionischen Lösung ist so gewählt, dass der osmotische Druck in der isotonischen Lösung und in den Blutzellen gleich ist, so dass eine Differenz der osmotischen Drücke vermieden wird. Zusätzlich füllt das Vorspülen die Membranporen mit Flüssigkeit und verringert Kapillarkräfte des hydrophilen Filtermembranmaterials, von denen man annimmt, dass sie für Hämolyse infolge eines Kontakts von Blut mit einem porösen Filtermaterial verantwortlich sind. Das Vorspülen kann dadurch erreicht werden, dass man eine isotonische Lösung vor der Filtration von Blut fließen lässt, beispielsweise unmittelbar vor Beginn der Blutfiltration, oder einige Minuten vor der Blutfiltration.

[0063] Die Hohlfasermembran kann beschichtet sein, um die Oberflächenbenetzbarkeit des Filtermembranmaterials zu verändern. Die Kapillarität kann verringert werden, wenn die Filterfläche am Lumen hydrophober ausgebildet wird, und daher eine Hämolyse verhindert werden kann.

[0064] Fig. 2 veranschaulicht ein weiteres Ausführungsbeispiel für ein Gehäuse **10**, welches ein erstes oberes Gehäuseteil **10a** und ein zweites oder unteres Gehäuseteil **10b** aufweist. Es wird darauf hingewiesen, dass das Gehäuse **10** aus mehr als zwei Gehäuseteilen bestehen kann. Das untere Gehäuseteil **10b** in Fig. 2 weist eine Auslassöffnung **41** zur Bereitstellung des gefilterten Plasmas/Serums auf. Ein weiterer Behälter kann mit der Auslassöffnung verbunden sein. Dieser Behälter kann so ausgebildet sein, dass er evakuiert wird, um eine vergrößerte Druckdifferenz zwischen den Zuführvolumen **20** und der sau-

beren Seite **40** zu erzeugen. Die Membran **30**, hier in Form einer Hohlfasermembran oder eines Hohlfasermembranbündels, kann eng abgedichtet zwischen den beiden Gehäuseabschnitten **10a**, **10b** angeordnet sein. Die Klemmabschnitte **11**, **12** können den Zuführöffnungen **21**, **22** entsprechen. Dies ermöglicht einen einfachen Herstellungsprozess.

[0065] Fig. 3 veranschaulicht ein Ausführungsbeispiel der Vollblut-Filtervorrichtung, die ein Gehäuse **10**, eine erste Blutpumpe **110** und eine zweite Blutpumpe **120** aufweist. Das Filtergehäuse ist mit einer ersten Zuführseitenöffnung **21** und einer zweiten Zuführseitenöffnung **22** versehen. Die erste Zuführseitenöffnung **21** weist eine erste Öffnungsorientierung auf, die schräg in Bezug auf den Verlauf des Gehäuses **10** verläuft. Die zweite Zuführseitenöffnung weist eine Öffnungsorientierung auf, die ebenfalls schräg zum Verlauf des Filtergehäuses **10** verläuft. Die Schrägstellung liegt zwischen 10° und 80°, bevorzugt zwischen 30° und 60°, und beträgt noch bevorzugt 45° +/- 5°. Die Vorrichtung weist eine Auslassöffnung **41** zum Auslassen des Plasmas oder Serums auf. Es wird darauf hingewiesen, dass ein Plasma- oder Serumbehälter **42** an die Auslassöffnung **41** angeschlossen sein kann, wobei dieser Plasma- oder Serumbehälter **42** das Plasma/Serum für eine weitere Analyse sammeln kann. Es wird darauf hingewiesen, dass die Analyse auch innerhalb des Plasmabehälter **42** stattfinden kann. Es wird darauf hingewiesen, dass das Filtergehäuse **10** sich verjüngend zur Auslassöffnung **41** hin ausgebildet sein kann, so dass das Plasma oder Serum automatisch an der Auslassöffnung ankommt, wenn die Orientierung des Gehäuses korrekt ist. Die Verjüngung und der Auslass **41** sind entgegengesetzt oder normal zur Orientierung der Zuführseitenöffnungen angeordnet.

[0066] Fig. 4 veranschaulicht den Zusammenbau eines Ausführungsbeispiels für die Vollblut-Filtervorrichtung. Die Pumpeneinheiten **110** und **120** können in die Zuführseitenöffnung **21** bzw. **22** eingesteckt werden. Das in Fig. 4 dargestellte Ausführungsbeispiel weist im Wesentlichen keine Schrägstellung zwischen der Zuführorientierung der ersten Zuführseitenöffnung und der zweiten Zuführseitenöffnung und der Längsausdehnung des Gehäuses **10** auf. Die Blutprobe, die zum Beispiel in der ersten Blutpumpe **110** enthalten ist, kann durch das Filtervolumen **20** hindurchgedrückt werden, so dass das Plasma oder Serum durch das Filtermedium hindurchgeht, und dann an der sauberen Seite **40** ankommt. Das gesammelte Plasma oder Serum verlässt das Gehäuse **10** durch die Auslassöffnung **41**, und kann in dem Plasma- oder Serumbehälter **42** gesammelt werden. Es wird darauf hingewiesen, dass das Gehäuse **10** (nicht nur das Gehäuse von Fig. 4, sondern allgemein) eine hydrophobe Oberfläche oder eine hydrophobe Beschichtung aufweisen kann, so dass kein oder ein verringerter Verlust an Plasma oder Serum

infolge einer Adhäsion an der Filtergehäusewand auftritt. Es wird darauf hingewiesen, dass das Filtergehäuse **10** sich verjüngend zur Auslassöffnung **41** hin ausgebildet sein kann, so dass das Plasma oder Serum automatisch an der Auslassöffnung **41** ankommt, wenn die Orientierung des Gehäuses korrekt ist.

[0067] Fig. 5 veranschaulicht ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei welchem die Blutpumpe als ein Ballon **51** bzw. **52** ausgebildet ist. Die in Fig. 5 dargestellte Vorrichtung weist weiterhin einen Blutprobeneinlass **23** auf, der beispielsweise mit einer Injektionsnadel **25** versehen ist, um einen externen Blutbehälter zu empfangen, der nicht in Fig. 5 gezeigt ist. Die Ballone **51**, **52** können fest an das Gehäuse **10** an den Zuführseitenöffnungen **21**, **22** angeschlossen sein. Auf diese Weise kann die gesamte Vorrichtung hermetisch abgeschlossen gehalten werden, so dass die einzigen Öffnungen die Einlassöffnung **23** und die Auslassöffnung **41** sind. Ein Plasma- oder Serumbehälter **42** kann die Auslassöffnung **41** angeschlossen sein.

[0068] Fig. 6 veranschaulicht die Handhabung der in Fig. 5 dargestellten Vorrichtung. Ein Blutbehälter **24** wird mit der Injektionsnadel **25** zusammengesteckt, die nicht in Fig. 6 dargestellt ist, um das Blut in die Vollblut-Filtervorrichtung durch den Blutprobeneinlass **23** einzulassen. Das Blut gelangt entweder in das Filtervolumen **20** oder in den Ballon **51**, so dass durch abwechselndes Drücken auf die Ballone **51** und **52** das Blut abwechselnd durch das Filtervolumen **20** fließt, um so das Plasma oder Serum zu gewinnen. Das Plasma/Serum kann das Gehäuse **10** durch den Auslass **41** verlassen.

[0069] Fig. 7 veranschaulicht die Handhabung des Blutbehälters **24**, der mit der Blutproben-Einlassöffnung **23** zusammengesteckt wird. Der Blutbehälter **24** kann eine Trennwand aufweisen, die durch die Injektionsnadel **25** perforiert wird.

[0070] Fig. 8 veranschaulicht ein weiteres Ausführungsbeispiel der Erfindung, bei welchem das Gehäuse **10** U-förmig ausgebildet ist. Die Auslassöffnung **41** kann am gebogenen Abschnitt des U vorgesehen sein, so dass mit ihr ein Plasma- oder Serumbehälter **42** verbunden werden kann. Die Zuführreinlassöffnungen **21** und **22** weisen eine entsprechende Öffnungsorientierung auf, so dass eine Blutpumpe **110** und eine Blutpumpe **120** Seite an Seite angeordnet werden können. Die erste Blutpumpe **110** und die zweite Blutpumpe **120** können als eine einzige Einheit ausgebildet sein, so dass die Verbindung mit der ersten und zweiten Einlassöffnung **21** bzw. **22** in einem einzigen Schritt durchgeführt werden kann. Die erste Blutpumpe kann einen ersten Druckknopf **112** aufweisen, und die zweite Blutpumpe kann einen zweiten Druckknopf **122** aufweisen. Dadurch, dass die beiden Blutpumpen Seite an Seite an-

geordnet sind, und die selbe Orientierung der Druckknöpfe **112**, **122** aufweisen, lässt sich die gesamte Vorrichtung einfach handhaben, da die Bedienungsperson abwechselnd auf die beiden Pumpenknöpfe **112**, **122** drückt, wie dies aus Fig. 8 ersichtlich ist.

[0071] Fig. 9 veranschaulicht die getrennten Module der modularen Vollblut-Filtervorrichtung. Ein Modul ist das Gehäuse **10** mit der ersten und der zweiten Zuführseitenöffnung **21** bzw. **22**, und mit der Plasma- oder Serumauslassöffnung **41**. Das andere Modul ist das Pumpenmodul **130**, das durch die erste Blutpumpe **110** und die zweite Blutpumpe **120** gebildet wird, die jeweils einen Druckknopf **112** bzw. **122** aufweisen. Die getrennte Pumpeneinheit **130** ermöglicht das Einstecken einer Nadel **113**, die in Fig. 10 dargestellt ist. Daher wird ermöglicht, das Blut mit Hilfe der Nadel **113** von dem Patienten abzunehmen, so dass das Blut direkt in die erste Blutpumpe **110** durch Ziehen des Druckknopfs **112** zugeführt werden kann. Danach wird die Nadel entfernt, so dass die Pumpeneinheit **130** wieder mit dem Gehäuse **10** zusammengebaut werden kann, um den Filterprozess zu starten, durch abwechselnde Druckbeaufschlagung des ersten und zweiten Druckknopfs **112** bzw. **122**, so lange wie genug Blutplasma in dem Plasmabehälter gesammelt ist.

[0072] Es wird darauf hingewiesen, dass der Begriff "aufweisen" nicht andere Elemente oder Schritte ausschließt, und dass der unbestimmte Artikel "ein" oder "eine" und dergleichen, nicht eine Mehrzahl ausschließt. Auch Elemente, die im Zusammenhang mit den unterschiedlichen Ausführungsformen beschrieben wurden, können kombiniert werden.

[0073] Es wird darauf hingewiesen, dass die Bezugszeichen in den Patentansprüchen nicht als den Umfang der Patentansprüche einschränkend zu verstehen sein sollen.

Bezugszeichenliste

1	Filter
10	Gehäuse
10a	oberes Gehäuseteil
10b	unteres Gehäuseteil
11	erster Klemmabschnitt
12	zweiter Klemmabschnitt
20	Zuführvolumen
21	erste Zuführseitenöffnung
22	zweite Zuführseitenöffnung
23	Probeneinlassöffnung
24	Blutprobenbehälter
25	Injektionsnadel an Probeneinlassöffnung
30	Filtermembran
31	erste Endseitenöffnung des Lumens
32	zweite Endseitenöffnung des Lumens
35	Hohlfasermembran
36	Lumen der Hohlfasermembran

40	Reinseite
41	Auslassöffnung
42	Plasma-/Serumbehälter
51	erste Ballonpumpe
52	zweite Ballonpumpe
97	Blut/Vollblut
98	Blutplasma/Serum
99	Blutzellen
110	erste Blutpumpe
112	erster Pumpendruckknopf
113	Injektionsnadel
120	zweite Blutpumpe
121	federelastisches Volumen der zweiten Blutpumpe
122	zweiter Pumpendruckknopf
130	Pumpeneinheit

Patentansprüche

1. Vollblut-Filtrationsvorrichtung, welche aufweist: ein Zufuhrvolumen (20), das mit einer ersten Zuführseitenöffnung (21) und einer zweiten Zuführseitenöffnung (22) versehen ist, eine Reinseite (40), und eine Filtermembran (30), wobei die Filtermembran das Zufuhrvolumen und die Reinseite trennt, wobei die Filtermembran eine Porengröße aufweist, die eine Durchlässigkeit für Blutplasma/Serum (98) sicherstellt, jedoch Blutzellen (99) zurückhält, wobei die erste Zuführseitenöffnung dazu ausgebildet ist, mit einer ersten Blutpumpe zum Zuführen von Blut (97) von der ersten Zuführseitenöffnung zu dem Zufuhrvolumen verbunden zu werden, so dass Blutplasma/Serum durch die Filtermembran hindurchgehen kann und Blutzellen das Volumen durch die zweite Zuführseitenöffnung verlassen können.

2. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 1, bei welcher die zweite Zuführseitenöffnung (22) so ausgebildet ist, dass sie mit einer zweiten Blutpumpe zum Zuführen von Blut von der zweiten Zuführseitenöffnung zum Zufuhrvolumen (20) verbunden werden kann, so dass ein Blutplasma/Serum (98) durch die Filtermembran (30) hindurchgehen kann und Blutzellen (99) das Volumen durch die erste Zuführseitenöffnung (21) verlassen können.

3. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 und 2, welche weiterhin zumindest eine Blutpumpe (110) aufweist, die mit entweder der ersten Zuführseitenöffnung (21) oder der zweiten Zuführseitenöffnung (22) verbunden ist.

4. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 3, bei welcher die zumindest eine Blutpumpe (110) eine handbetätigte Blutpumpe ist.

5. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, welche weiterhin eine zweite Blut-

pumpe (120) aufweist, die mit entweder der ersten Zuführseitenöffnung (21) oder der zweiten Zuführseitenöffnung (22) verbunden ist.

6. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 4, bei welcher die zweite Blutpumpe (120) ein federelastisches Volumen (121) aufweist, das so ausgebildet ist, dass es bei Empfang eines Blutfluids (97, 99) vorgespannt wird, und Blutfluid bei einer verringerten Vorspannung freigibt.

7. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, bei welcher die Filtermembran (30) zumindest eine Hohlfasermembran (35) aufweist, die mit einem Lumen (36) mit einer ersten Endseitenöffnung (31) und einer zweiten Endseitenöffnung (32) versehen ist, wobei das Lumen das Zufuhrvolumen (20) aufweist, so dass die erste Zuführseitenöffnung (21) in Kommunikation mit einer ersten Endseitenöffnung (31) steht, und die zweite Zuführseitenöffnung (22) in Kommunikation mit der zweiten Endseitenöffnung (32) steht.

8. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, welche weiterhin ein Gehäuse (10) aufweist, welches die Filtermembran (30) enthält, wobei das Gehäuse die erste Zuführseitenöffnung (21) und die zweite Zuführseitenöffnung (22) aufweist, und wobei das Gehäuse weiterhin eine Auslassöffnung (41) aufweist, die in Kommunikation mit der sauberen Seite (40) steht.

9. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 und 8, bei welcher die Hohlfasermembran (35) eine Membran ist, die durch Vorspülen mit einer ionischen Lösung vorbehandelt wurde.

10. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 9, bei welcher die ionische Lösung eine NaCl-Lösung ist.

11. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 10, bei welcher die Hohlfasermembran (35) eine Membran ist, die eine verringerte Hydrophilie aufweist, vorzugsweise eine die Hydrophilie verringemde Beschichtung, mehr bevorzugt eine hydrophobe Beschichtung.

12. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, bei welcher die Hohlfasermembran (35) aus einem Keramikmaterial hergestellt ist, welches eine Porengröße aufweist, die eine Durchlässigkeit für Blutplasma/Serum (98) sicherstellt, jedoch Blutzellen (99) zurückhält.

13. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 7 bis 11, bei welcher die Hohlfasermembran (35) aus einem Polymermaterial hergestellt ist, welches eine Porengröße aufweist, die eine Durch-

lässigkeit für Blutplasma/Serum (**98**) sicherstellt, jedoch Blutzellen (**99**) zurückhält.

14. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 13, bei welcher das Gehäuse (**10**) eine Längsausdehnung aufweist, die erste Zuführseitenöffnung (**21**) eine erste Öffnungsorientierung aufweist, und die zweite Zuführseitenöffnung (**22**) eine zweite Öffnungsorientierung aufweist, wobei die erste Öffnungsorientierung und die zweite Öffnungsorientierung jeweils schräg zur Längsausdehnung des Gehäuses verlaufen, wobei die Schrägstellung zwischen der Längsausdehnung des Gehäuses und der ersten Öffnungsorientierung sowie die Schrägstellung zwischen der Längsausdehnung des Gehäuses und der zweiten Öffnungsorientierung zwischen 10° und 80° beträgt, bevorzugt zwischen 30° und 60° , und noch bevorzugter $45^\circ \pm 5^\circ$ ist, so dass eine Blutpumpe, die mit der ersten Zuführseitenöffnung (**21**) und der zweiten Zuführseitenöffnung (**22**) verbunden werden soll, einfacher handzuhaben ist.

15. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, welche weiterhin einen ersten federelastischen Ballon (**51**) als eine Blutpumpe aufweist, die fest an die erste Zuführseitenöffnung (**21**) angeschlossen ist, und einen zweiten federelastischen Ballon (**52**) als eine Blutpumpe, die fest an die zweite Zuführseitenöffnung (**22**) angeschlossen ist, wobei das Gehäuse weiterhin eine Probeneinlassöffnung (**23**) aufweist, die in Kommunikation mit dem Filtervolumen (**20**) steht, um die Blutprobe zuzuführen.

16. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 15, bei welcher die Probeneinlassöffnung (**23**) als eine Injektionsnadel ausgebildet ist, die in Kommunikation mit dem Filtervolumen (**20**) steht, um die Blutprobe zuzuführen.

17. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 13, bei welcher das Gehäuse (**10**) eine U-förmige Ausdehnung aufweist, und die erste Zuführseitenöffnung (**21**) und die zweite Zuführseitenöffnung (**22**) eine korrespondierende Öffnungsorientierung aufweisen, so dass eine erste Blutpumpe und eine zweite Blutpumpe, die angeschlossen werden sollen, Seite an Seite angeordnet werden können.

18. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 17, welche weiterhin eine erste Blutpumpe (**110**) aufweist, die abnehmbar an die erste Zuführseitenöffnung (**21**) angeschlossen ist, sowie eine zweite Blutpumpe (**120**), die abnehmbar an die zweite Zuführseitenöffnung (**22**) angeschlossen ist, wobei die erste Blutpumpe (**110**) und die zweite Blutpumpe (**120**) Seite an Seite angeordnet sind, und eine einzige Einheit (**130**) bilden.

19. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 18, bei welcher die erste Blutpumpe (**110**) und die

zweite Blutpumpe (**120**) durch einen Kolben angetriebene, von Hand betätigte Blutpumpen sind, die jeweils einen Druckknopf (**112**, **122**) aufweisen, wobei die Druckknöpfe eine entsprechende Betätigungsorientierung aufweisen, so dass die Druckknöpfe abwechselnd betätigt werden können, wenn die gesamte Vollblut-Filtrationsvorrichtung von Hand gehalten wird.

20. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach Anspruch 19, bei welcher entweder die erste Blutpumpe (**110**) oder die zweite Blutpumpe (**120**), im nicht mit dem Gehäuse (**10**) verbundenen Zustand, abnehmbar mit einer Injektionsnadel (**113**) verbunden werden kann, um einem Patienten Blut abzunehmen.

21. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 20, bei welcher das Gehäuse (**10**) sich zur Auslassöffnung (**41**) hin verjüngend ausgebildet ist.

22. Vollblut-Filtrationsvorrichtung nach einem der Ansprüche 8 bis 21, bei welcher das Gehäuse (**10**) an der sauberen Seite (**40**) eine hydrophobe Oberfläche aufweist, oder hydrophob beschichtet ist.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

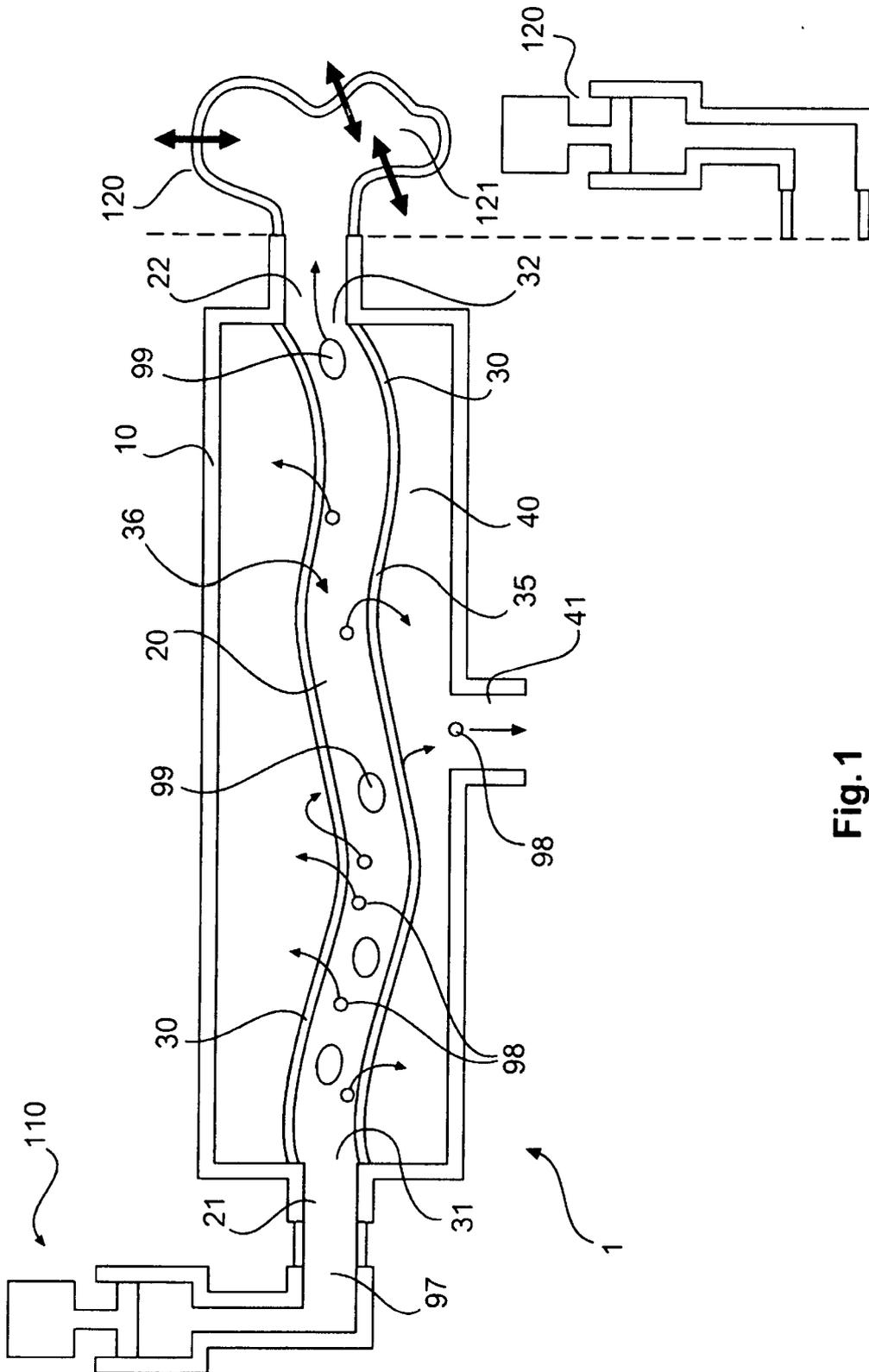


Fig. 1

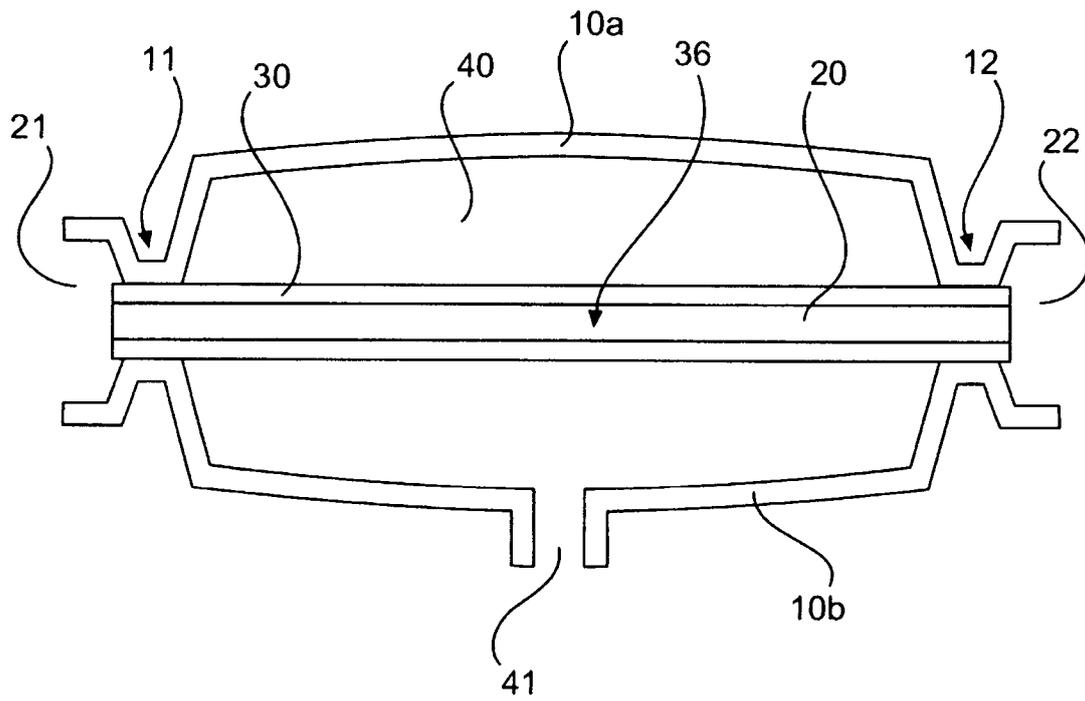


Fig. 2

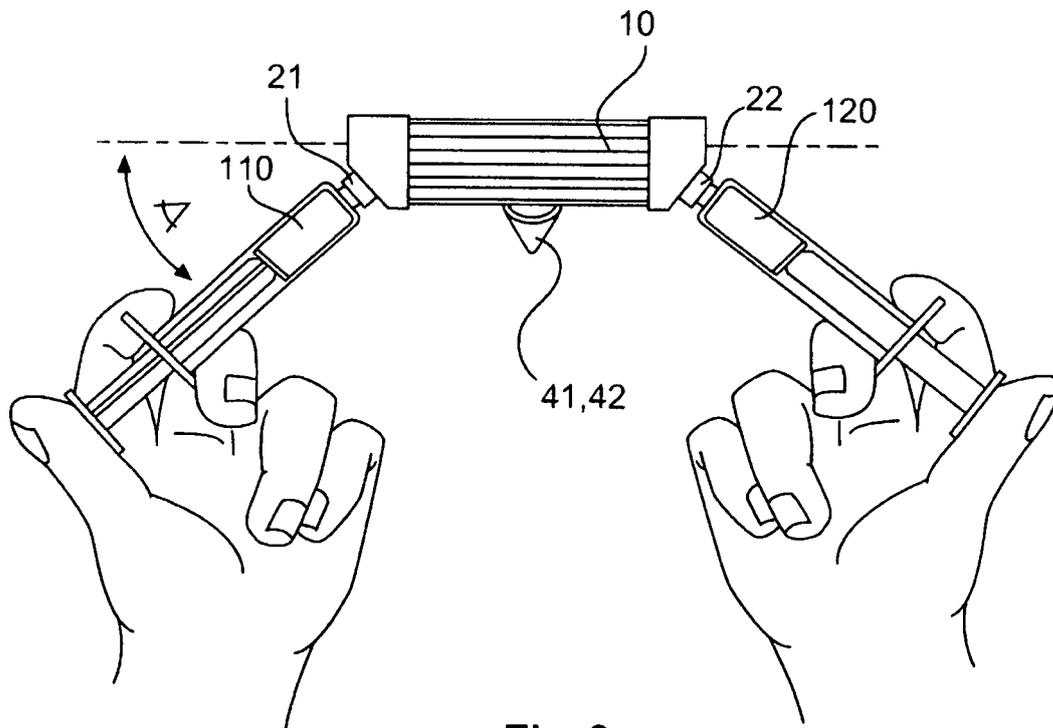


Fig. 3

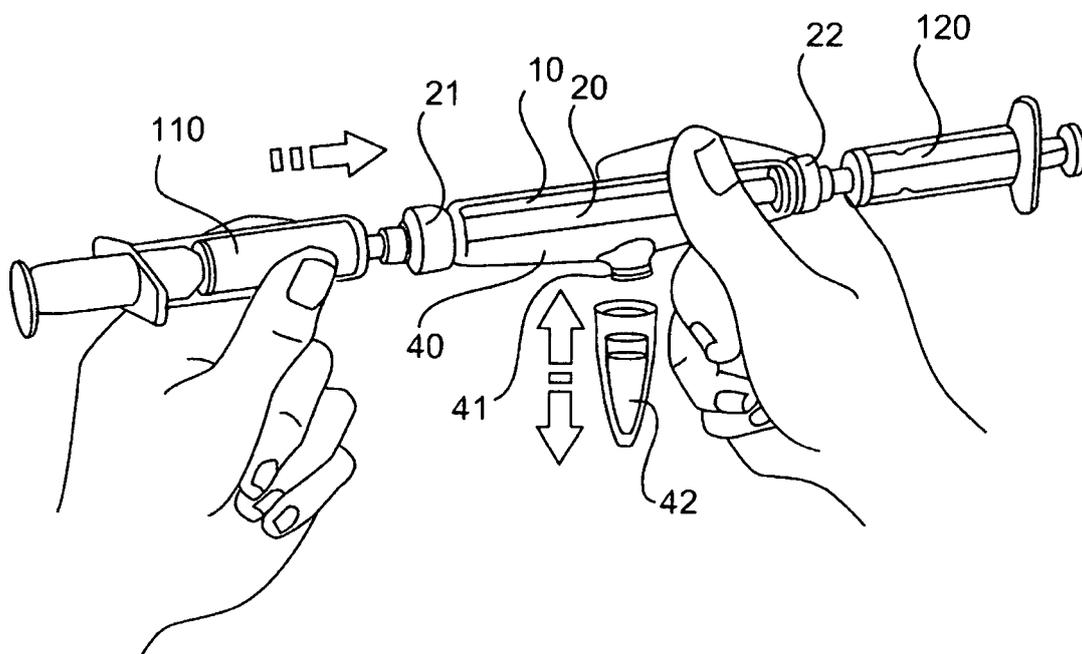
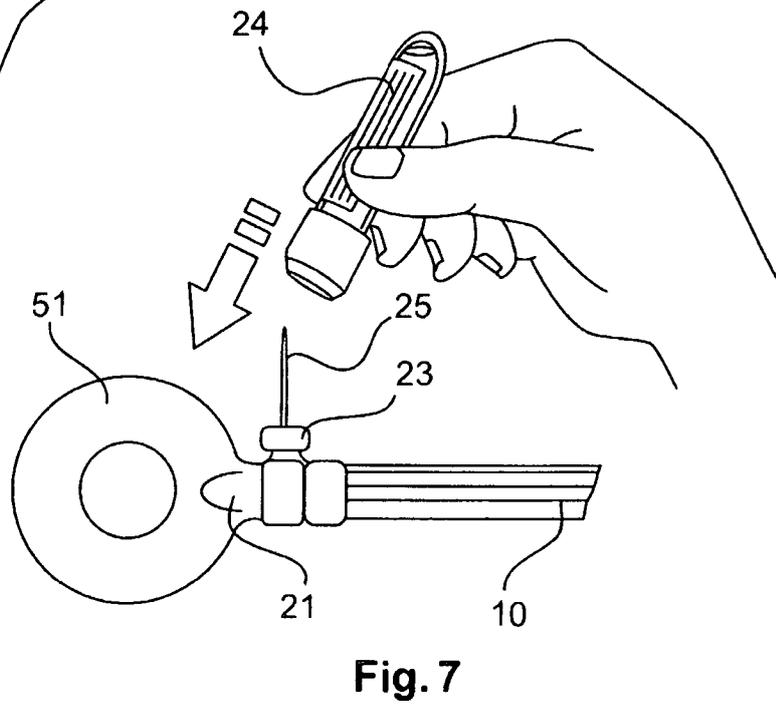
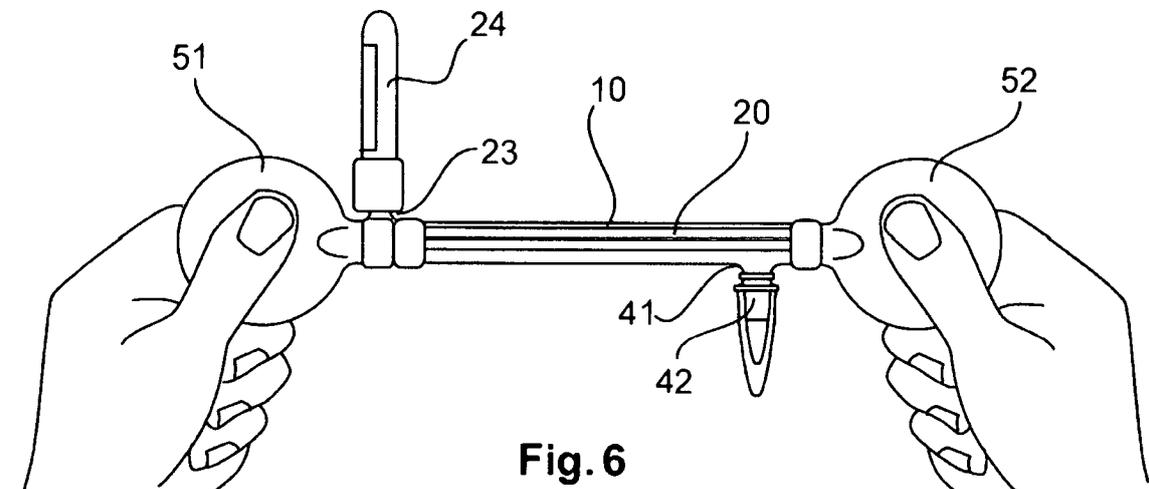
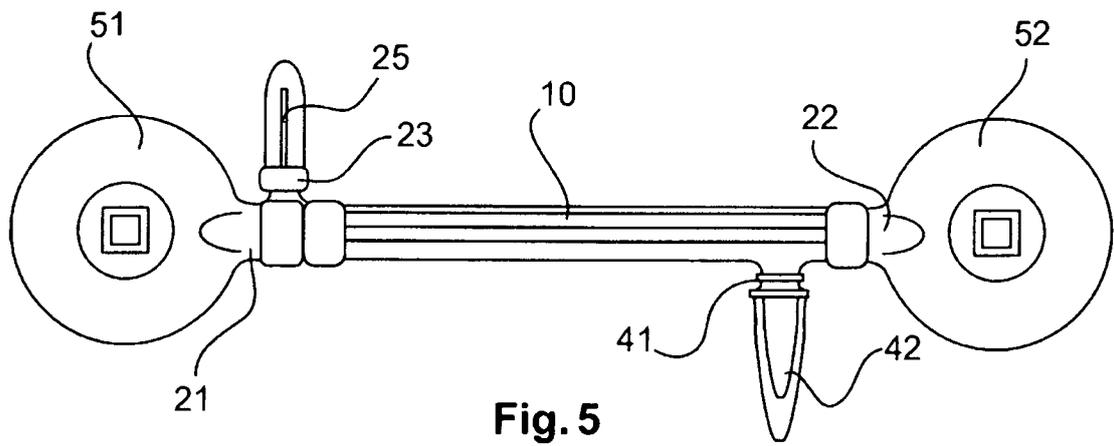


Fig. 4



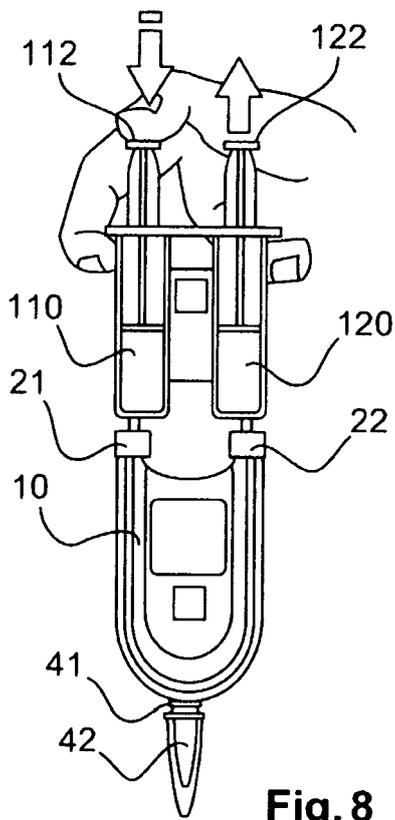


Fig. 8

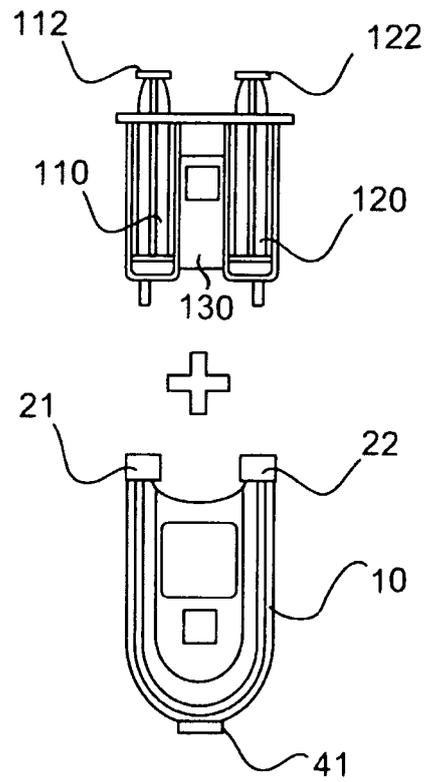


Fig. 9

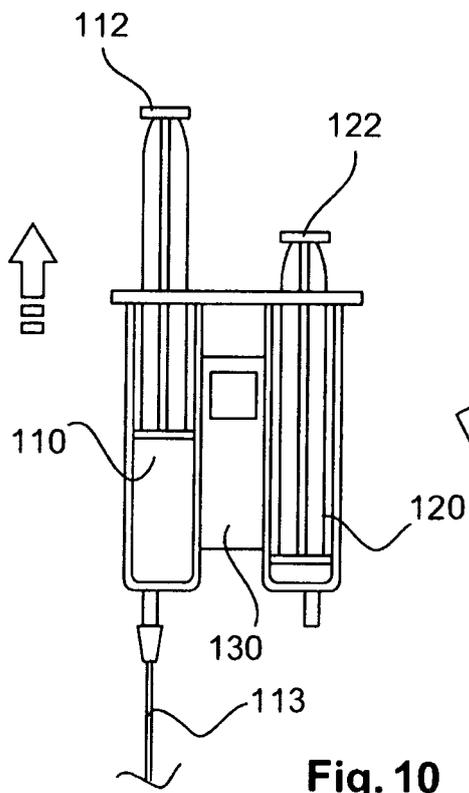


Fig. 10

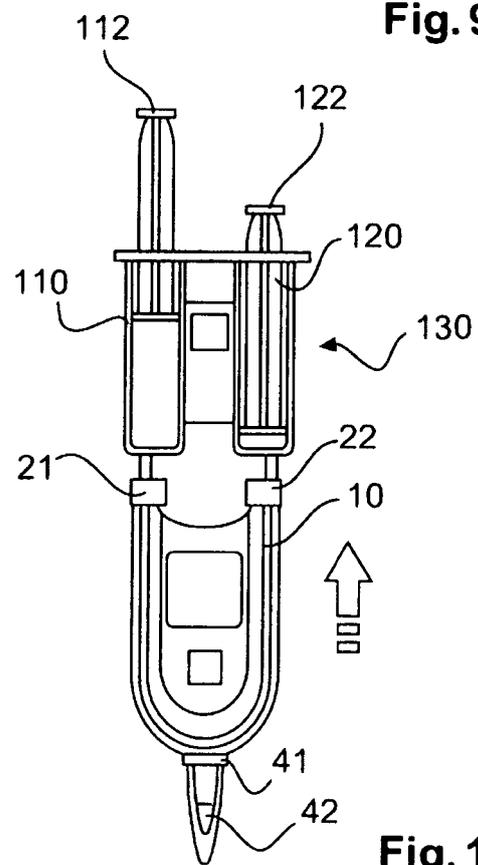


Fig. 11