



(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
15.06.2011 Patentblatt 2011/24

(51) Int Cl.:
F04B 43/12 ^(2006.01) **F04B 49/035** ^(2006.01)
F04B 49/24 ^(2006.01)

(21) Anmeldenummer: **10014968.1**

(22) Anmeldetag: **10.12.2010**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO PL PT RO RS SE SI SK SM TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
BA ME

- **Sasse, Joachim**
14612 Falkensee (DE)
- **Kürbis, Stefan**
15831 Mahlow (DE)
- **Zentner, Peter**
10961 Berlin (DE)
- **Hemesath, Heinz**
12059 Berlin (DE)

(30) Priorität: **11.12.2009 DE 102009058279**

(71) Anmelder: **W.O.M. World of Medicine AG**
10587 Berlin (DE)

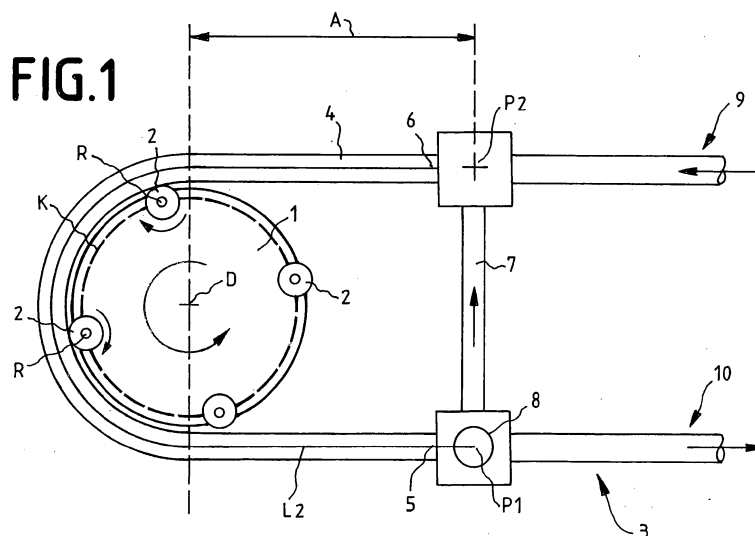
(74) Vertreter: **Seuss, Thomas et al**
Jungblut & Seuss
Patentanwälte
Max-Dohrn-Strasse 10
10589 Berlin (DE)

(72) Erfinder:
• **Merzhäuser, Thomas**
14469 Potsdam (DE)

(54) **Peristaltische Schlauchpumpe**

(57) Die Erfindung betrifft eine peristaltische Schlauchpumpe mit einem um eine Rollenradrehachse (D) drehbaren Rollenrad (1), welches darauf angebrachte Rollen (2) aufweist, deren Rollendrehachsen (R) auf einem zur Rollenradrehachse (D) konzentrischen Kreis angeordnet sind, wobei die Rollen (2) teilweise über das Rollenrad (1) hinausragen, mit einem Schlauch (3), welcher ein flexibles und elastisches Pumpsegment (4) aufweist, wobei das Pumpsegment (4) an seinen beiden einander gegenüberliegenden Enden (5, 6) mittels jeweils einem Befestigungspunkt (P1, P2) in axialer Richtung

fixierbar ist, wobei das Pumpsegment (4) mit elastischer Spannung um das Rollenrad (1) herumgeführt und gespannt ist, wobei die Länge (L1) des Pumpsegments (4) im entspannten Zustand im Verhältnis zum Abstand (A) der Befestigungspunkte (P1, P2) zur Rollenradrehachse (D) mit der Maßgabe eingestellt ist, dass bei stehendem Rollenrad (1) und Beaufschlagung eines Endes (P1, P2) des Pumpsegments (4) mit einem Fluiddruck im Bereich von 10 bis 400 mbar ein Durchfluss des Fluids von zumindest 0,01 l/min durch das Pumpsegment (4) stattfindet.



Beschreibung

Gebiet der Erfindung

- 5 **[0001]** Die Erfindung betrifft eine peristaltische Schlauchpumpe, insbesondere zur Verwendung im medizinischen Bereich, mit einem um eine Rollenradrehachse antreibbaren Rollenrad, welches darauf angebrachte Rollen aufweist, deren Rollendrehachsen auf einem zur Rollenradrehachse konzentrischen Kreis angeordnet sind, wobei die Rollen teilweise über das Rollenrad hinausragen, mit einem Schlauch, welcher ein flexibles und elastisches Pumpsegment aufweist, wobei das Pumpsegment an seinen beiden einander gegenüberliegenden Enden mittels jeweils eines Befestigungspunktes in axialer Richtung fixierbar ist, und wobei das Pumpsegment mit elastischer Spannung um das Rollenrad herumgeführt ist. Die Erfindung betrifft des Weiteren die Verwendung einer solchen peristaltischen Schlauchpumpe zur Erzeugung eines Fluiddurchflusses durch ein medizinisches Instrument.

Hintergrund der Erfindung und Stand der Technik

- 15 **[0002]** Peristaltische Schlauchpumpen des eingangs genannten Aufbaus sind in verschiedensten Varianten bekannt. Hierbei gibt es grundsätzlich zwei Grundkonzeptionen. Die erste Grundkonzeption besteht darin, dass der um das Rollenrad angeordnete Schlauch mittels eines Andruckbügels oder dergleichen gegen das Rollenrad gedrückt wird. Solche Ausführungsformen sind beispielsweise aus den Literaturstellen US 4,798,580 und US 5,044,902 bekannt. Die zweite Grundkonzeption, welche der Erfindung zugrunde liegt, besteht darin, dass der elastische Schlauch durch eine Zugkraft geeigneter Größe mit genügendem Umfassungswinkel, typischerweise mehr als 90° und weniger als 270°, meist im Bereich von 150° bis 220°, um das Rollenrad gezogen wird. Hierdurch wird ein Anpressbügel oder dergleichen entbehrlich. Die Zugkraft ist dabei in Abstimmung mit den elastischen Eigenschaften des Schlauches so dimensioniert, dass im Bereich einer Rolle eines Rollenrades der Innenquerschnitt des Schlauches auf praktisch Null reduziert ist. Durch Rotation dieses Bereiches mit der Rolle um die Rollenradrehachse wird die Förderung des Fluids in dem Schlauch bewirkt. Beispiele hierfür sind in den Literaturstellen US 4,537,561 und US 5,213,483 beschrieben. Eine besonders vorteilhafte Variante der zweiten Grundkonzeption ist in der Literaturstelle DE 199 60 668 A1 beschrieben.

- 25 **[0003]** Allen vorstehenden peristaltischen Schlauchpumpen gemeinsam ist, dass über weite Bereiche ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen Drehzahl des Rollenrades und Durchfluss besteht, und zwar unabhängig von dem erzeugten Druck bzw. dem Gegendruck. Bekannt ist in diesen Zusammenhängen aber auch, dass bei sehr hohen Drucken bzw. Gegendrucken, typischerweise oberhalb von 530 mbar, der Zusammenhang zwischen Drehzahl und Durchfluss nicht-linear wird.

- 30 **[0004]** Bei der Verwendung peristaltischer Schlauchpumpen im medizinischen Bereich, beispielsweise zur Erzeugung eines Durchflusses durch eine Körperhöhle durch Einführen eines ärztlichen Instrumentes, welches mittels der peristaltischen Schlauchpumpe mit Fluid gespeist wird, ist der Druck bzw. Gegendruck eine kritische Größe. Ein Arzt wünscht einerseits einen hohen Durchfluss zur Spülung der Körperhöhle. Andererseits ist ein gewisser Druck zwar zur Aufweitung der Körperhöhle wünschenswert, dieser Druck ist jedoch auch eine sehr kritische Größe. Ca. 500 mbar, besser 400 mbar, sollten keinesfalls überschritten werden. Typische Drucke, welche medizinisch unbedenklich sind, liegen im Bereich von ca. 50 bis 300 mbar.

- 35 **[0005]** Bei peristaltischen Schlauchpumpen bekannten Aufbaus sind umfangreiche Sicherungsmaßnahmen eingerichtet, um einen unzulässigen Druckanstieg in einer Körperhöhle bei Einstellung eines hohen Durchflusses sicher zu vermeiden. Typischerweise ist ein Drucksensor eingerichtet, welcher den Druck in der Körperhöhle und/oder der Zuleitung zum ärztlichen Instrument bzw. der Druckseite der peristaltischen Pumpe regelmäßig überwacht und den Antrieb des Rollenrades auf geringere Drehzahlen regelt, wenn der Druck zu hoch ist. Es ist sogar möglich, dass das Rollenrad zum Rückwärtslauf angesteuert wird im Falle eines starken Druckanstieges in der Körperhöhle. Dies wird insbesondere dann erfolgen, wenn sich ein unzulässig hoher Druck bereits bei sehr geringem Durchfluss einstellen könnte.

- 40 **[0006]** Die vorstehenden messtechnischen und steuer- bzw. regeltechnischen Maßnahmen sind insgesamt aufwändig, weshalb insofern bekannte peristaltische Schlauchpumpen teuer bauen. Wünschenswert wäre es, eine peristaltische Schlauchpumpe zur Verwendung im medizinischen Bereich zu schaffen, deren Rollenradrehzahl vorwählbar und ansonsten konstant ist, wobei ein definierter Grenzdruck bei keiner der vorwählbaren Drehzahlen überschritten werden kann, und zwar ohne die Notwendigkeit einer geeigneten Drucksensorik und Regelung der Drehzahl der Rollenrades.

Technisches Problem der Erfindung

- 45 **[0007]** Der Erfindung liegt daher das technische Problem zugrunde, eine peristaltische Schlauchpumpe anzugeben, welche in einfacher Bauweise realisierbar ist, insbesondere weder Messtechnik für den Druck in der Körperhöhle bzw. der Druckseite der peristaltischen Pumpe, noch Regeltechnik für den Antrieb des Rollenrades benötigt, und welche dennoch ein Überschreiten eines vorgegebenen maximalen Grenzdruckes sicher ausschließt.

Grundzüge der Erfindung und bevorzugte Ausführungsformen

[0008] Zur Lösung dieses technischen Problems lehrt die Erfindung eine peristaltische Schlauchpumpe mit einem um eine Rollenradrehachse antreibbaren Rollenrad, welches darauf angebrachte Rollen aufweist, deren Rollendrehachsen auf einem zur Rollenradrehachse konzentrischen Kreis angeordnet sind, wobei die Rollen teilweise über das Rollenrad hinausragen, mit einem Schlauch, welcher ein flexibles und elastisches Pumpsegment aufweist, wobei das Pumpsegment an seinen beiden einander gegenüberliegenden Enden mittels jeweils eines Befestigungspunktes in axialer Richtung fixiert ist, wobei das Pumpsegment mit elastischer Spannung um das Rollenrad herum geführt ist, wobei die Länge des Pumpsegments im entspannten Zustand im Verhältnis zum Abstand der Befestigungspunkte zur Rollendrehachse mit der Maßgabe eingestellt ist, dass bei stehendem Rollenrad und Beaufschlagung eines Endes des Pumpsegments mit einem Fluiddruck im Bereich von 10 bis 400 mbar ein Durchfluss des Fluids von zumindest 0,01 l/min durch das Pumpsegment stattfindet.

[0009] Das Rollenrad wird typischerweise mittels eines elektromotorischen Antriebes in Rotation versetzt, wodurch das Pumpsegment des Schlauches im Bereich einer Rolle im Querschnitt reduziert wird. Die Drehzahl des Rollenrades kann ungeregelt sein, beispielsweise indem eine vorwählbare Spannung (bei analogen Elektromotoren) oder Frequenz (bei Schrittschaltmotoren) an den elektromotorischen Antrieb angelegt wird. Ebenso ist es möglich, die Drehzahl des Rollenrades durch einen Regelkreis auf einer vorwählbaren Drehzahl konstant zu halten. Dann ist typischerweise auf der Welle des Rollenrades ein Signalgeber, beispielsweise eine Tachoscheibe, angeordnet, mittels welchem eine Drehzahlsignal erzeugt wird. Dieses Drehzahlsignal wird dann in einem analogen oder digitalen Komparator mit einem vorgewählten Sollsignal verglichen. Wenn das Drehzahlsignal eine zu geringe Drehzahl, verglichen mit der mit dem Sollsignal korrelierten Solldrehzahl, anzeigt, erhöht der Komparator die Spannung bzw. die Frequenz, die an dem elektromotorischen Antrieb anliegt. Wesentliches Element der Erfindung ist, dass diese Steuerung oder Regelung kein Signal eines auf der Druckseite der peristaltischen Schlauchpumpe angeordneten Drucksensors als Eingangssignal bekommt bzw. benötigt.

[0010] Als Pumpsegment eines Schlauches ist eine Teillänge des Schlauches bezeichnet, welches aus einem elastischen und flexiblen Werkstoff gefertigt ist. An die Enden des Pumpsegments schließen sich jeweils Teillängen des Schlauches an, die meist, aber nicht notwendigerweise aus einem anderen Werkstoff und/oder anders dimensioniert sind. Die Teillänge des Schlauches, welche das Pumpsegment bildet ist durch die Befestigungspunkte begrenzt und definiert. Die Befestigungspunkte sind in der geometrischen Anordnung, bezogen auf Richtungen orthogonal zur Rollenradrehachse, an definierten und festen Punkten im Rahmen der peristaltischen Pumpe angeordnet. Dadurch steht das Schlauchsegment bestimmter Länge nach Herumlegen um das Rollenrad unter einer nach Maßgabe der Länge vorgegebenen elastischen Spannung.

[0011] Die Erfindung beruht zunächst auf der Erkenntnis, dass die Ursache der Nichtlinearität zwischen Drehzahl und Flow bei hohen Drucken darin liegt, dass bei sehr hohen Drucken im Bereich einer Rolle des Rollenrades der Innenquerschnitt des Schlauches bzw. des Pumpsegments aufgrund des (Gegen-) Drucks nicht mehr auf praktisch Null reduziert ist. Es findet also aufgrund des Druckes ein Rückfluss, bezogen auf den verengten Innenquerschnitt des Pumpsegments und dessen Umlauf um die Rollenradrehachse, entgegen der Drehrichtung des Rollenrades und folglich der Förderrichtung der peristaltischen Schlauchpumpe statt. Dieser Rückfluss ist wiederum eine Funktion des Druckes und wird umso höher, je höher der Druck auf der Druckseite der Schlauchpumpe ist.

[0012] Die Erfindung nutzt diese Erkenntnis zur Einstellung eines maximal erreichbaren Druckes in medizinisch verträglichen Druckbereichen, i.e. unterhalb von 400 mbar, vorzugsweise unterhalb von 300 mbar, indem bereits bei normalen Betriebsbedingungen die Einrichtung eines Rückflusses ermöglicht wird. Denn durch die Tatsache, dass selbst bei stehendem Rollenrad bereits ein Durchfluss ermöglicht wird, wird gleichsam ein definiertes Rückstromleck im Bereich des reduzierten Innenquerschnitts des Pumpsegments im Bereich einer Rolle eingerichtet. Dieses Rückstromleck wirkt gleichsam wie ein Bypass-Ventil von der Druckseite zur Einspeiseseite des Schlauches.

[0013] Mit einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe wird erreicht, dass bei einfachstem Aufbau, nämlich ohne druckgesteuerte Regelung des Rollenradantriebes und ohne Druckmessung und -anzeige, eine für medizinische Zwecke dennoch alle Sicherheitsanforderungen erfüllende Schlauchpumpe erhalten wird. Eine erfindungsgemäße peristaltische Schlauchpumpe kann also sehr kostengünstig hergestellt werden. Sie ist zudem in der Bedienung extrem einfach, da eine Bedienungsperson lediglich eine definierte Drehzahl vorzuwählen braucht, mit welcher das Rollenrad dann bis zu einer anderen Vorwahl konstant dreht. Selbst bei maximaler vorgewählter Drehzahl ist das Überschreiten eines definierten maximal zulässigen Druckwertes inhärent ausgeschlossen.

[0014] Erfindungswesentlich ist hierbei die Abstimmung der Länge des elastischen Pumpsegments im entspannten Zustand im Verhältnis zum Abstand der Befestigungspunkte zur Rollendrehachse. Mit anderen Worten ausgedrückt, umfasst die Abstimmung das Verhältnis der Länge des Pumpsegments im entspannten Zustand zur Länge des Pumpsegments im mittels der Befestigungspunkte bei um das Rollenrad herum gelegtem Pumpsegment gespannten Zustand.

[0015] Die Abstimmung kann hierbei grundsätzlich auf zwei verschiedene Weisen eingerichtet werden. Einerseits ist es möglich, bei gegenüber der Rollenradrehachse invarianblen Befestigungspunkten die Länge des Pumpsegments

im entspannten Zustand zu variieren. Durch eine Versuchsreihe mit verschiedenen Längen des Pumpsegments in entspanntem Zustand kann geprüft werden, ob der erfindungsgemäße Durchfluss bei um das Rollenrad gespanntem Pumpsegment und stehendem Rollenrad eingerichtet ist. Alternativ hierzu kann bei invarianter Länge des Pumpsegments der Abstand eines Befestigungspunktes oder die Abstände beider Befestigungspunkte bezüglich der Rollendrehachse in einer Versuchsreihe so variiert und eingestellt werden, dass der erfindungsgemäße Durchfluss bei um das Rollenrad gespanntem Pumpsegment und stehendem Rollenrad eingerichtet ist. Je nach verwendetem Schlauchmaterial für das Pumpsegment und dessen Dimensionierung kann die erfindungsgemäße Maßgabe unschwer durch Versuche und Zuordnung zu der betreffenden baulichen Ausführung des Pumpsegments eingestellt werden.

[0016] Bei einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe wird in der Regel der Abstand der Befestigungspunkte zur Rollendrehachse nicht einstellbar sein. Vielmehr wird regelmäßig die Länge des Pumpsegments im entspannten Zustand hieran in vorstehender Weise angepasst sein. Zu Prüfzwecken bzw. für die vorstehend angesprochenen Versuchsreihen der zweiten Alternative ist es aber auch möglich, wenn eine peristaltische Schlauchpumpe dergestalt aufgebaut ist, dass der Abstand zumindest eines Befestigungspunktes zur Rollendrehachse einstellbar ist.

[0017] Im Rahmen einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe können auch verschiedene Schläuche eingesetzt werden. Bei unveränderbarem Abstand der Befestigungspunkte zur Rollendrehachse ist dann für jeden Typ eines Schlauches bzw. Schlauchsegments die Länge des Schlauchsegments in entsprechender Weise bestimmt worden und angepasst. Dies kann insbesondere beispielsweise im Rahmen einer Schlauchkassette gemäß der Literaturstelle DE 199 60 668 A1 erfolgt sein, auf welche hiermit vollumfänglich Bezug genommen wird.

[0018] Vorzugsweise ist es eingerichtet, dass bei stehendem Rollenrad und Beaufschlagung eines Endes des Pumpschlauchteilstücks mit einem Fluiddruck im Bereich von 10 bis 300 mbar, vorzugsweise von 10 bis 200 mbar, ein Durchfluss des Fluids von 0,01 l/min bis 1 l/min, vorzugsweise bis 0,5 l/min, höchst vorzugsweise bis 0,1 l/min, stattfindet.

[0019] Alternativ bzw. vorzugsweise erfolgt die Abstimmung der Länge des Pumpsegments im entspannten Zustand im Verhältnis zum Abstand der Befestigungspunkte zur Rollenraddrehachse mit der Maßgabe, dass der bei maximaler Drehzahl des Rollenrades und verschlossener Druckseite des Schlauches sich auf der Druckseite ein Druck von nicht mehr als 500 mbar, vorzugsweise von nicht mehr als 450 mbar, höchst vorzugsweise nicht mehr als 400 mbar, insbesondere nicht mehr als 350 mbar oder 300 mbar, einstellt. Ergänzend kann gleichzeitig auch eine Optimierung des Durchflusses dahingehend getroffen werden, dass bei vorstehenden Maximaldrucken ein maximaler Durchfluss, beispielsweise von mehr als 0,6 l/min., vorzugsweise mehr als 0,7 l/min., höchst vorzugsweise mehr als 0,8 l/min., insbesondere mehr als 0,9 l/min., beispielsweise mehr als 1,0 l/min., erreicht wird.

[0020] Als zusätzliche Sicherungsmaßnahme gegen unzulässig hohe Drucke kann zwischen den Bereichen der Enden des Pumpsegments eine Bypass-Leitung mit druckgesteuertem Bypass-Ventil angeordnet sein. Das Bypass-Ventil kann dabei bei einem Druck von 100 bis 500 mbar, vorzugsweise 200 bis 400 mbar, höchst vorzugsweise 300 bis 350 mbar, öffnen. Der lichte Querschnitt der Bypass-Leitung bei geöffnetem Bypass-Ventil kann 10 bis 100 %, vorzugsweise 20 bis 50 %, des lichten Querschnitts des Pumpsegments im entspannten Zustand betragen. Als lichter Querschnitt ist die gesamte Durchtrittsfläche für das Fluid bezeichnet.

[0021] Für das Pumpsegment kommen typischerweise die folgenden Werkstoffe in Frage: elastomere Silikonpolymere, weich PVC oder ähnliche Werkstoffe, die dem Fachmann bekannt sind. Typische Innendurchmesser liegen im Bereich von 6 bis 10 mm, vorzugsweise 7 bis 9 mm, beispielsweise 8 mm. Typische Wandstärken liegen im Bereich von 1 bis 2 mm, beispielsweise 1,5 mm.

[0022] Die Erfindung betrifft auch die Verwendung einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe zur Erzeugung eines Fluiddurchflusses durch ein medizinisches Instrument, wobei an eine Einspeisseite des Schlauches eine Fluidquelle angeschlossen wird, wobei an eine Druckseite des Schlauches das medizinische Instrument angeschlossen wird und wobei das Rollenrad mit einer vorgewählten und konstanten Drehzahl zur Förderung des Fluids von der Einspeisseite zur Druckseite angetrieben wird. Zur Vorwahl wird typischerweise ein Drehschalter oder ein Tastenfeld vorgesehen sein, wobei jeder Schaltposition bzw. jeder Taste eine definierte konstante Drehzahl des Rollenrades zugeordnet ist und dessen elektromotorischer Antrieb entsprechend angesteuert wird. Statt eines Drehschalters kann auch ein kontinuierliches Steuerelement, wie beispielsweise ein Potentiometer vorgesehen sein. Selbstverständlich ist auch eine digitale Eingabe bzw. Vorwahl der Drehzahl mittels eines Eingabefeldes möglich.

[0023] Vorzugsweise ist die Fluidquelle ein Fluidbehälter, welcher oberhalb, vorzugsweise 0,1 bis 2 m, höchst vorzugsweise 0,1 bis 1 m, des höher angeordneten Endes des Pumpsegments angeordnet ist, wobei der Fluidbehälter mit der Einspeisseite des Schlauches ohne zwischengeschaltete Pumpe kommuniziert. Dabei arbeitet die Schlauchpumpe gleichsam als Booster für den hydrostatischen Druck, welcher aus der Anordnung des Fluidbehälters resultiert. Gegenüber der klassischen Beutelaufhängung und Höheneinstellung ohne Pumpe wird ein medizinisch oft wünschenswerter erhöhter Durchfluss durch das medizinische Instrument erreicht.

[0024] Im Folgenden wird die Erfindung anhand von lediglich ein Ausführungsbeispiel darstellenden Figuren näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1: eine schematische Ansicht einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe und

Figur 2: die Anordnung bei einer Verwendung einer erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe im medizinischen Bereich.

[0025] In der Figur 1 erkennt man zunächst, dass die peristaltische Schlauchpumpe mit einem um eine Rollenradrehachse D antreibbaren Rollenrad 1 ausgestattet ist, welches darauf angebrachte Rollen 2 aufweist, deren Rollendrehachsen R auf einem zur Rollenradrehachse D konzentrischen Kreis angeordnet sind, wobei die Rollen 2 teilweise über das Rollenrad 1 hinausragen. Die Rollenradrehachse D und die Rollendrehachsen R verlaufen parallel zueinander. Der Übersichtlichkeit halber nicht dargestellt ist der elektromotorische Antrieb des Rollenrades, welcher mit vorwählbaren Betriebsspannungen gespeist wird. Hierzu sind geeignete Stromversorgungsschaltkreise eingerichtet.

[0026] Des Weiteren ist ein Schlauch 3 eingerichtet, welcher ein flexibles und elastisches Pumpsegment 4, im Ausführungsbeispiel aus einem elastomeren Silikonpolymer, aufweist. Das Pumpsegment 4 ist an seinen beiden einander gegenüberliegenden Enden 5, 6 mittels jeweils einem Befestigungspunkt P₁, P₂ in axialer Richtung, bezogen auf das Pumpsegment fixiert. Die Befestigungspunkte P₁, P₂ können eine Drehung des Endes des Pumpsegments 4 um eine Achse orthogonal zur axialen Richtung des Pumpsegments 4 zulassen.

[0027] In der Darstellung der Figur 1 ist das Pumpsegment 4 im eingebauten Zustand dargestellt, i.e. mit elastischer Spannung um das Rollenrad 1 herumgeführt und gespannt. Im gespannten Zustand hat das Pumpsegment 4 die Länge L₂. Im entspannten Zustand, also nicht um das Rollenrad 1 herumgeführt, weist das Pumpsegment 4 eine Länge L₁ auf (nicht dargestellt). Die Länge L₁ ist kleiner als die Länge L₂. Die Länge ist dabei jeweils die Längserstreckung der Mittenachse durch das Pumpsegment 4.

[0028] Die Länge L₁ des Pumpsegments 4 im entspannten Zustand ist im Verhältnis zum Abstand A der Befestigungspunkte P₁, P₂ zur Rollenradrehachse D bzw. zur Länge L₂ mit der Maßgabe eingestellt, dass bei stehendem Rollenrad 1 und Beaufschlagung eines Endes P₁, P₂ des Pumpsegments 4 mit einem Fluiddruck von 100 mbar ein Durchfluss des Fluids von ca. 0,3 l/min durch das Pumpsegment 4 stattfindet.

[0029] Zur Einstellung der vorstehenden Maßgabe bzw. zur Durchführung von Versuchsreihen zur Bestimmung der geeigneten Länge L₂ kann der Abstand A eines oder beider Befestigungspunkte P₁, P₂ zur Rollendrehachse D einstellbar sein. In der Regel wird jedoch der Abstand A nicht einstellbar sein, und die Länge L₁ des Pumpsegments 4 ist in vorherigen Versuchen hierauf abgestimmt.

[0030] Des Weiteren erkennt man in der Figur 1, dass zwischen den Bereichen der Enden 5, 6 des Pumpsegments 4 eine Bypass-Leitung 7 mit druckgesteuertem Bypass-Ventil 8 angeordnet ist. Das Bypass-Ventil 8 öffnet bei einem Druck von ca. 300 mbar. Mittels der Bypass-Leitung 8 und dem Bypass-Ventil 8 wird ggf. ein zusätzlicher Rückstrom zur Druckentlastung der Druckseite 10 eingerichtet. Das Bypass-Ventil 8 kann in verschiedenster Weise ausgeführt sein. Im einfachsten Fall handelt es sich um ein druckabhängiges, mechanisches Steuerelement, mit einem Ventilsitz und einem federkraftbeaufschlagten Schließelement, welches ohne weitere Ansteuerung von außen gegen die Federkraft öffnet oder unter der Federkraft schließt. Durch Druckbeaufschlagung des Schließelements wird dieses bei Überschreiten eines durch die Federkraft definierten und vorbestimmten maximalen Druckwertes gegen die Federkraft bewegt und löst sich vom Ventilsitz, so dass Fluid von der Druckseite durch das Bypassventil 8 abfließen bzw. rückströmen kann. Alternativ kann die Bypass-Leitung 7 als flexibler Schlauch ausgeführt werden, welcher in einem Abklemmelement verläuft. Ein solches Abklemmelement umfasst eine Stützfläche, gegen welches die Bypass-Leitung 7 anliegt, und ein beispielsweise elektromotorisch antreibbares Abklemmstellglied, welches auf der der Stützfläche gegenüberliegenden Seite der Bypass-Leitung 7 auf die Bypass-Leitung 7 drückt und diese gegen die Stützfläche abklemmt. Hierbei lässt sich eine kontinuierliche Variation des Strömungsquerschnitts durch die Bypass-Leitung 7 und so eine kontinuierliche Variation des Druckes erzielen.

[0031] In der Figur 2 ist die Verwendung der erfindungsgemäßen peristaltischen Schlauchpumpe zur Erzeugung eines Fluiddurchflusses durch ein medizinisches Instrument 11 dargestellt. An der Einspeisseite 9 des Schlauches 3 ist eine Fluidquelle 12 angeschlossen. An der Druckseite 10 des Schlauches 3 ist das medizinische Instrument 11 angeschlossen, dessen Ende beispielsweise in eine nicht dargestellte Körperhöhle einführbar ist. Das Rollenrad 1 wird mit einer vorgeählten und konstanten Drehzahl zur Förderung des Fluids von der Einspeisseite 9 zur Druckseite 10 angetrieben. Zur Vorwahl der gewünschten konstanten Drehzahl ist ein Drehschalter 13 eingerichtet. Es versteht sich, dass anstelle eines Drehschalters 13 auch ein kontinuierlich arbeitendes Stellglied vorgesehen sein kann. In der Figur 2 erkennt man des Weiteren, dass die Fluidquelle ein Fluidbehälter 12 ist, welcher ca. 1 m oberhalb des Endes 6 des Pumpsegments 4 angeordnet ist. Zwischen dem Fluidbehälter 12 und der Einspeisseite 9 des Schlauches 3 ist keinerlei Pumpe oder dergleichen zwischengeschaltet.

[0032] Insbesondere anhand der Figur 2 erkennt man, dass eine erfindungsgemäße peristaltische Schlauchpumpe im Kern eine Verstärkung des durch den Fluidbehälter 12 eingerichteten hydrostatischen Druckes bewirkt.

[0033] Im Folgenden wird eine Versuchreihe zur Bestimmung einer geeigneten Länge L₂ beschrieben. Hierbei wurde eine peristaltische Schlauchpumpe des grundsätzlichen Aufbaus der Figur 1 verwendet. Durch einen manuell betätigbaren Spindelantrieb könnte der Abstand A beider Befestigungspunkte P₁, P₂ variiert werden. Eine Veränderung des Abstandes A entspricht daher einer Veränderung der Länge L₂ um das Doppelte der Veränderung des Abstandes A.

Ansonsten handelte es sich um eine standardmäßige Schlauchpumpe sowie um ein standardmäßiges Pumpsegment 4.

[0034] Gemessen wurde mit einem Aufbau gemäß Figur 2 mittels eines Standardinstruments als medizinisches Instrument, welches in einem Dummy, der für eine Körperhöhle steht, eingeführt wurde. Der Dummy wies einen Outflowhahn auf. Zunächst wurde der Durchfluss bei geöffnetem Outflowhahn gemessen. Sodann wurde der Outflowhahn geschlossen und der sich einstellende Druck im Dummy gemessen. Der Fluidbehälter war in einer Höhe von ca. 1 m über dem Befestigungspunkt P1 angeordnet. Der Dummy befand sich etwa in Höhe des Befestigungspunktes P1. Es ergaben sich die Werte gemäß der Tabelle 1.

[0035] Die Größe A ist hierbei in willkürlichen relativen Einheiten angegeben. Die Drehzahl ist die Drehzahl des Rollenrades. Graviflow bezeichnet den Durchfluss bei stehendem Rollenrad. Durchfluss gibt den maximalen Durchfluss bei geöffnetem Outflowhahn an. Druck im Dummy gibt den maximalen Druck im Dummy bei geschlossenem Outflowhahn an. Die Werte in den Klammern sind Messwerte, die nach 2-stündiger Laufzeit erneut genommen wurden.

Tabelle 1

	A	Drehzahl	Graviflow	Durchfluss	Druck im Dummy
	[mm]	[UpM]	[l/min]	[l/min]	[mbar]
15	-2	50	0,46	0,35 (0,40)	104 (103)
	-2	100	0,46	0,50(0,50)	108(117)
	-2	150	0,46	0,50 (0,50)	120 (138)
20	-2	200	0,46	0,55 (0,55)	133 (159)
	-2	300	0,46	0,60 (0,70)	172 (212)
	0	50	0,33	0,40 (0,35)	130 (139)
	0	100	0,33	0,50 (0,50)	178 (208)
	0	150	0,33	0,55 (0,60)	234 (258)
25	0	200	0,33	0,70 (0,75)	280 (305)
	0	300	0,33	0,90 (1,00)	371 (391)
	2	50	0,22	0,30 (0,25)	172 (212)
	2	100	0,22	0,50 (0,55)	308 (323)
30	2	150	0,22	0,70 (0,75)	401 (397)
	2	200	0,22	0,80 (0,85)	482 (461)
	2	300	0,22	1,20 (1,20)	580 (559)
	4	50	0	0,25 (0,25)	270 (322)
	4	100	0	0,50 (0,55)	462 (450)
35	4	150	0	0,75(0,75)	558(551)
	4	200	0	1,00 (1,00)	662 (620)
	4	300	0	1,40 (1,35)	772 (738)
	6	50	0	0,25 (0,25)	270 (404)
	6	100	0	0,50 (0,55)	596 (584)
40	6	150	0	0,75 (0,75)	743 (712)
	6	200	0	1,05	800

[0036] Man erkennt, dass bei -2, 0 und 2 für A das Rollenrad 1 das Pumpsegment 4 nicht abdichtet. Bei -2 für A ist der erreichbare Durchfluss relativ niedrig. Bei 0 für A ist der erreichbare Durchfluss befriedigend. Bei -2 und 0 für A treten keine maximalen Drucke von mehr als 400 mbar auf. Die optimale Einstellung ist daher 0 für A.

Patentansprüche

1. Peristaltische Schlauchpumpe

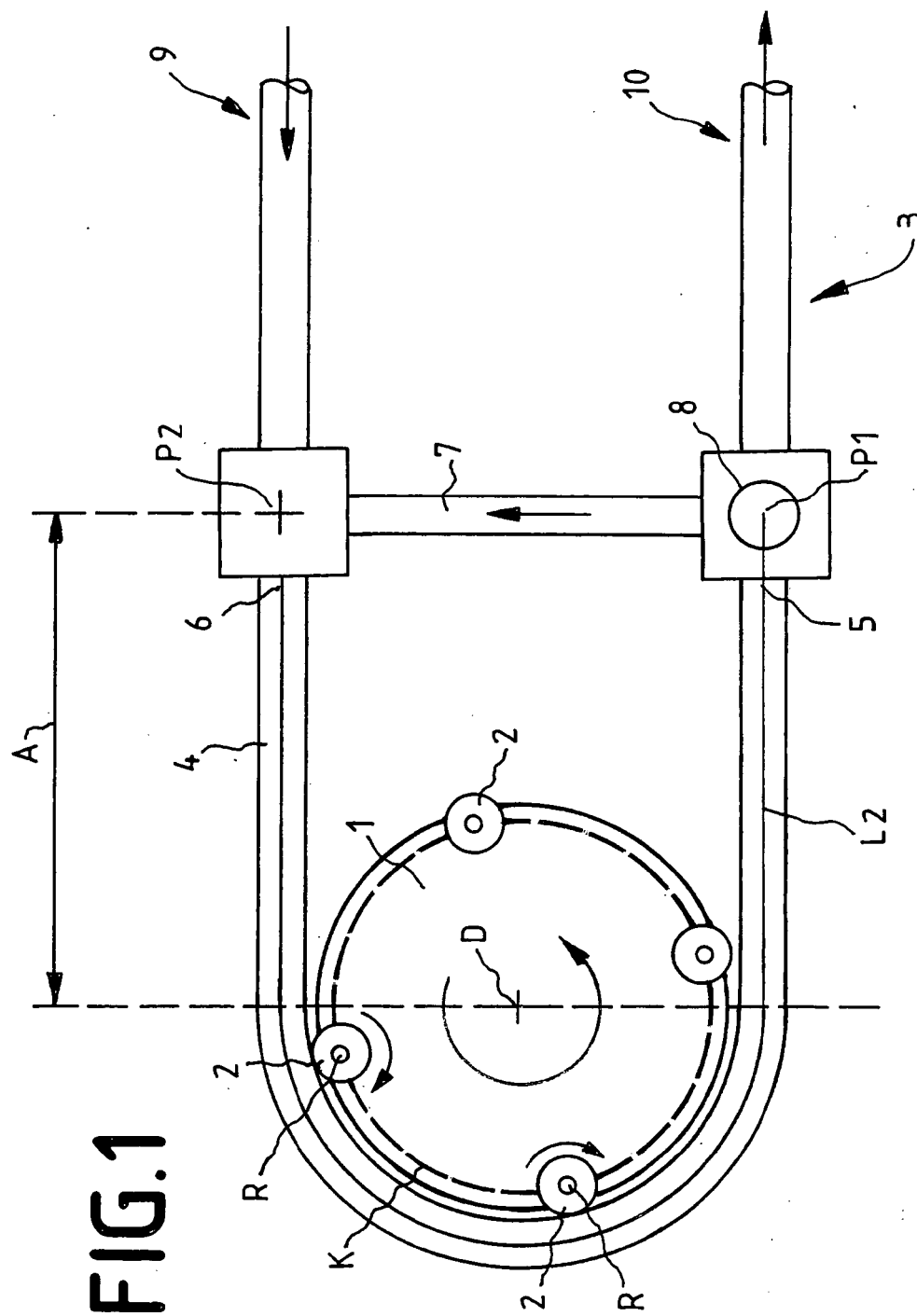
mit einem um eine Rollenraddrehachse (D) drehbaren Rollenrad (1), welches darauf angebrachte Rollen (2) aufweist, deren Rollendrehachsen (R) auf einem zur Rollenraddrehachse (D) konzentrischen Kreis angeordnet sind, wobei die Rollen (2) teilweise über das Rollenrad (1) hinausragen,

mit einem Schlauch (3), welcher ein flexibles und elastisches Pumpsegment (4) aufweist, wobei das Pumpsegment (4) an seinen beiden einander gegenüberliegenden Enden (5, 6) mittels jeweils einem Befestigungspunkt (P1, P2) in axialer Richtung fixierbar ist,

EP 2 333 341 A1

wobei das Pumpsegment (4) mit elastischer Spannung um das Rollenrad (1) herumgeführt und gespannt ist, wobei die Länge (L1) des Pumpsegments (4) im entspannten Zustand im Verhältnis zum Abstand (A) der Befestigungspunkte (P1, P2) zur Rollenraddrehachse (D) mit der Maßgabe eingestellt ist, dass bei stehendem Rollenrad (1) und Beaufschlagung eines Endes (P1, P2) des Pumpsegments (4) mit einem Fluiddruck im Bereich von 10 bis 400 mbar ein Durchfluss des Fluids von zumindest 0,01 l/min durch das Pumpsegment (4) stattfindet.

2. Peristaltische Schlauchpumpe nach Anspruch 1, wobei der Abstand (A) zumindest eines Befestigungspunktes (P1, P2) zur Rollenraddrehachse (D) einstellbar ist.
3. Peristaltische Schlauchpumpe nach Anspruch 1 oder 2, wobei bei stehendem Rollenrad (1) und Beaufschlagung eines Endes (5, 6) des Pumpsegments (4) mit einem Fluiddruck im Bereich von 10 bis 300 mbar, vorzugsweise von 10 bis 200 mbar, ein Durchfluss des Fluids von 0,01 l/min bis 1 l/min, vorzugsweise bis 0,5 l/min, stattfindet.
4. Peristaltische Schlauchpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei zwischen den Bereichen der Enden (5, 6) des Pumpsegments (4) eine Bypass-Leitung (7) mit druckgesteuertem Bypass-Ventil (8) angeordnet ist.
5. Peristaltische Schlauchpumpe nach Anspruch 4, wobei das Bypass-Ventil (8) bei einem Druck von 100 bis 500 mbar, vorzugsweise 200 bis 400 mbar, höchst vorzugsweise 300 bis 350 mbar, öffnet.
6. Peristaltische Schlauchpumpe nach Anspruch 4 oder 5, wobei der minimale lichte Querschnitt der Bypass-Leitung (7) bei geöffnetem Bypass-Ventil (8) 10 bis 100 %, vorzugsweise 20 bis 50 %, des lichten Querschnitts des Pumpsegments (4) im entspannten Zustand beträgt.
7. Verwendung einer peristaltischen Schlauchpumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 6 zur Erzeugung eines Fluiddurchflusses durch ein medizinisches Instrument 11, wobei an einer Einspeisseite (9) des Schlauches (3) eine Fluidquelle (12) angeschlossen wird, wobei an eine Druckseite (10) des Schlauches (3) das medizinische Instrument (11) angeschlossen wird, und wobei das Rollenrad (1) mit einer vorgewählten und konstanten Drehzahl zur Förderung des Fluids von der Einspeisseite (9) zur Druckseite (10) angetrieben wird.
8. Verwendung einer peristaltischen Schlauchpumpe nach Anspruch 7, wobei die Fluidquelle ein Fluidbehälter (12) ist, welcher oberhalb, vorzugsweise 0,1 bis 2 m, höchst vorzugsweise 0,1 bis 1 m, des höher angeordneten Endes (5, 6) des Pumpsegments (4) angeordnet ist, wobei der Fluidbehälter (12) mit der Einspeisseite (9) des Schlauches (3) ohne zwischengeschaltete Pumpe kommuniziert.



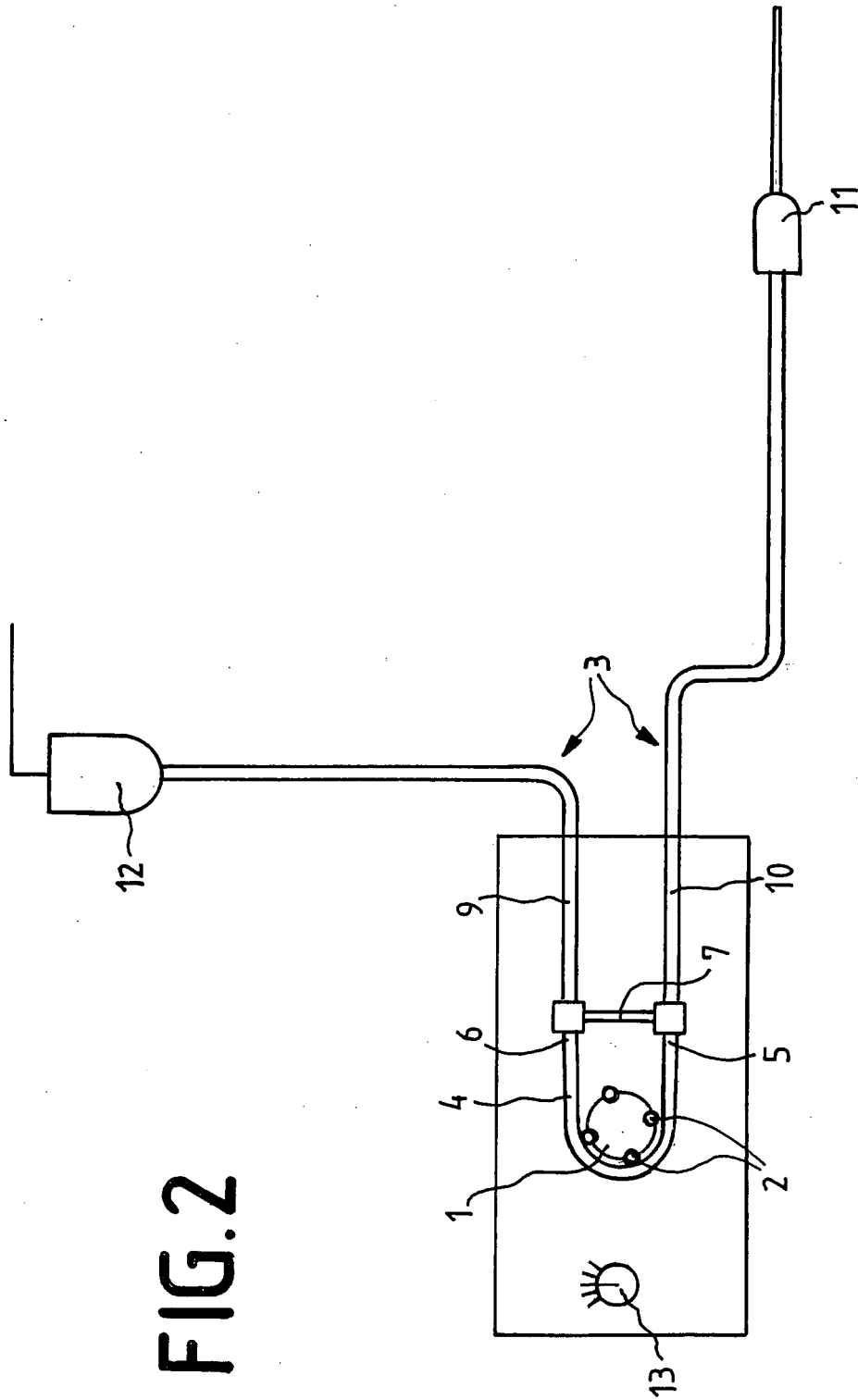


FIG. 2



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 10 01 4968

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	EP 1 293 671 A2 (SEIKO EPSON CORP [JP]) 19. März 2003 (2003-03-19)	1-3,7,8	INV. F04B43/12 F04B49/035 F04B49/24
Y	* Absätze [0098] - [0101], [0400] - [0417], [0489] - [0490]; Abbildungen 29-31,42 *	4-6	
X	EP 0 394 442 A1 (SAKAMOTO ATSUNOBO [JP]; SAKAMOTO KAZUKO [JP]) 31. Oktober 1990 (1990-10-31)	1-3,7,8	
Y	* Seite 1, Zeile 2 - Seite 9, Zeile 24; Ansprüche 1-4; Abbildungen 1-4 *	4-6	
X	GB 1 510 814 A (MALBEC E [FR]) 17. Mai 1978 (1978-05-17)	1-3,7,8	
Y	* Seite 1, Zeile 46 - Seite 3, Zeile 20; Ansprüche 1,6,7,9; Abbildung 1 *	4-6	
X	US 3 816 035 A (MALBEC E) 11. Juni 1974 (1974-06-11)	1-3,7,8	
Y	* Ansprüche 1,2; Abbildung 1 *	4-6	
Y	US 5 052 900 A (AUSTIN JON W [US]) 1. Oktober 1991 (1991-10-01)	4-6	
Y	* Spalte 2, Zeile 15 - Spalte 4, Zeile 9; Abbildungen 1-3 *	4-6	
Y	US 5 814 004 A (TAMARI YEHUDA [US]) 29. September 1998 (1998-09-29)	4-6	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
			F04B
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 18. Februar 2011	Prüfer Jurado Orenes, A
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument & : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

 2
EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 10 01 4968

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

18-02-2011

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1293671 A2	19-03-2003	CN 1405450 A	26-03-2003
		JP 3424681 B1	07-07-2003
		JP 2003301782 A	24-10-2003
		US 2003071072 A1	17-04-2003
EP 0394442 A1	31-10-1990	AU 2710588 A	05-07-1989
		WO 8905406 A1	15-06-1989
		JP 1145067 A	07-06-1989
		JP 2529873 B2	04-09-1996
GB 1510814 A	17-05-1978	BE 830372 A1	16-10-1975
		DE 2528131 A1	15-01-1976
		FR 2276483 A1	23-01-1976
		IT 1039362 B	10-12-1979
		JP 51033305 A	22-03-1976
US 3816035 A	11-06-1974	KEINE	
US 5052900 A	01-10-1991	KEINE	
US 5814004 A	29-09-1998	KEINE	

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

IN DER BESCHREIBUNG AUFGEFÜHRTE DOKUMENTE

Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde ausschließlich zur Information des Lesers aufgenommen und ist nicht Bestandteil des europäischen Patentdokumentes. Sie wurde mit größter Sorgfalt zusammengestellt; das EPA übernimmt jedoch keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.

In der Beschreibung aufgeführte Patentdokumente

- US 4798580 A [0002]
- US 5044902 A [0002]
- US 4537561 A [0002]
- US 5213483 A [0002]
- DE 19960668 A1 [0002] [0017]