

(19)



(11)

EP 2 730 335 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
14.05.2014 Patentblatt 2014/20

(51) Int Cl.:
B01L 3/00 (2006.01) **F04B 43/04** (2006.01)
F04B 43/073 (2006.01) **F04B 43/14** (2006.01)
F04B 9/131 (2006.01)

(21) Anmeldenummer: **13191012.7**

(22) Anmeldetag: **31.10.2013**

(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

(71) Anmelder: **ROBERT BOSCH GMBH**
70442 Stuttgart (DE)

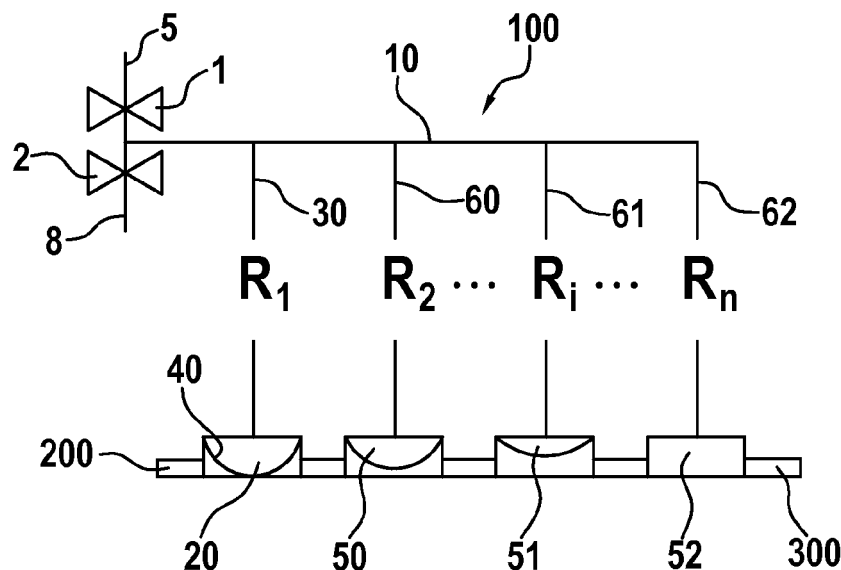
(72) Erfinder:
 • **Brettschneider, Thomas**
71229 Leonberg (DE)
 • **Dorrer, Christian**
70193 Stuttgart (DE)

(30) Priorität: **09.11.2012 DE 102012220403**

(54) **Mikrofluidische peristaltische Pumpe, Verfahren sowie Pumpsystem**

(57) Die Erfindung betrifft eine mikrofluidische peristaltische Pumpe (100), welche einen Zulaufkanal (10), eine erste Pumpkammer (20), welche über einen ersten Kanal (30) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und eine erste Membran (40), eine zweite Pumpkammer (50), welche über einen zweiten Kanal (60) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und eine zweite Membran (70) aufweist, wobei der fluidische Widerstand des

ersten Kanals (30) von dem fluidischen Widerstand des zweiten Kanals (60) verschieden ist, und dabei jeder Kanal (30, 60) eine Drosselfunktion realisiert, so dass die jeweiligen Membranen (40, 70) beim Anliegen eines Drucks in dem Zulaufkanal (10) in einer zeitlichen Abfolge zum Realisieren einer Pumpfunktion ausgelenkt werden.

Fig. 1
EP 2 730 335 A1

Beschreibung

Stand der Technik

[0001] Zur Prozessierung von mikrofluidischen Abläufen in miniaturisierten Diagnosesystemen (Labs-on-a-Chip, LOCs) werden u. a. auch Mikropumpen auf dem LOC integriert. Neben der Vermeidung einer Kontamination von externen Pumpen mit Probenflüssigkeiten ergibt sich hierdurch insbesondere der Vorteil, dass auch sehr kleine Probenmengen und kleine Pumpraten günstig realisierbar sind.

[0002] Aus dem Stand der Technik sind allgemein als Vertreter unterschiedlicher Bauweisen bereits elektroosmotische Pumpen, Membranpumpen kombiniert mit Ventilen, mikromechanische peristaltische Pumpen, elektrisch aktuierte peristaltische Pumpen und thermopneumatisch aktuierte peristaltische Pumpen bekannt.

[0003] Die US 7 217 367 B2 beschreibt ein System für die mikrofluidische Chromatographie, bei dem eine mikrofluidische peristaltische Pumpe verwendet wird. Die einzelnen Pumpkammern der Pumpe werden jeweils über ein zugehöriges Ventil angesteuert, so dass sich der Herstellungsaufwand entsprechend erhöht.

Vorteile der Erfindung

[0004] Die in dem Anspruch 1 definierte mikrofluidische peristaltische Pumpe sowie das in Anspruch 11 definierte Pumpsystem weist gegenüber herkömmlichen Lösungen den Vorteil auf, dass durch die Wirkung der einzelnen Kanäle als Drosseln im (pneumatischen) Pfad zu den Pumpkammern nunmehr nur ein einziges integriertes Ventil bzw. nur eine einzige Schnittstelle zur Außenwelt für sämtliche Pumpkammern notwendig ist, während bei herkömmlichen pneumatischen peristaltischen Pumpen jede Pumpkammer einzeln mit Hilfe eines zugehörigen Ventils aktuiert werden muss. Aufgrund dieser Vereinfachung in der Bauweise der erfindungsgemäßen Pumpe ergeben sich sowohl für die LOCs als auch die externe Ansteuerungseinheit niedrigere Kosten, sowie eine erhöhte Zuverlässigkeit. Bei der Verwendung eines Schichtaufbaus mit Polymersubstraten und einer Polymermembran wird eine besonders kostengünstige Realisierung von kleinsten Strukturen ermöglicht, welche zur Drosselung von Gasen notwendig sind.

[0005] Im Gegensatz zu bekannten Pumpen kann die Anzahl an Pumpkammern beliebig erhöht werden, ohne dass zusätzliche Schnittstellen nach außen oder zusätzliche Ventile notwendig werden.

[0006] Im Gegensatz zu bekannten Pumpen ist es durch eine geschickte Auslegung der Pumpkammern und der integrierten Drosseln möglich, gezielt mehr als nur eine einzige Pumpe über die Umschaltfrequenz des steuernden Ventils zu aktivieren bzw. zu deaktivieren. Beispielsweise weist dabei eine Pumpe eine Tiefpasscharakteristik auf und wird bei niedrigen Umschaltfrequenzen aktiviert, und eine weitere Pumpe weist eine

Hochpasscharakteristik auf und wird bei hohen Umschaltfrequenzen aktiviert. In diesem Falle ist auch bei mehreren Pumpen nur ein einziges Ventil bzw. eine einzige Schnittstelle zur Außenwelt notwendig.

[0007] Unter einem (Zulauf)kanal soll eine Struktur verstanden werden, welche eine röhrenartige Verbindung realisiert, und kann zum Beispiel als ein (mikrofluidischer) Strömungskanal in einem Schichtaufbau oder als eine separate Leitung, zum Beispiel in der Art eines Schlauchs oder eines Röhrchens, ausgebildet sein.

[0008] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe wird der fluidische Widerstand eines Kanals bei konstantem Querschnitt im Wesentlichen durch dessen Länge bestimmt. Somit wirkt der Kanal wie eine (pneumatische) Drossel, welche in dem Kanal integriert ist, wodurch sich das Auslenken der Membran einer Pumpkammer in definierte Kavitäten durch die integrierten Drosseln zeitlich steuern lässt.

[0009] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe sind die erste Membran und die zweite Membran aus einer Polymermembran ausgebildet. Hierbei wird lediglich eine einzige Polymermembran verwendet, wobei die einzelnen Membranen der jeweiligen Pumpkammern durch eine lokale Auslenkung dieser Polymermembran realisiert sind. Somit können die beiden Membranen als ein integrales Bauteil ausgebildet werden. Die Polymermembran kann zum Beispiel aus einem Elastomer, einem thermoplastischen Elastomer, Thermoplasten oder einer Schmelzklebefolie gebildet sein. Die Dicke der Polymermembran kann zwischen 5 μm bis 300 μm betragen.

[0010] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe können die erste Membran und die zweite Membran in einen Strömungskanal ausgelenkt werden, welcher in einem ersten Polymersubstrat ausgebildet ist. Für die Realisierung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe bietet wie oben stehend beschrieben die Verwendung eines polymeren Schichtaufbaus in Verbindung mit einer Polymermembran für die einzelnen Membranen der Pumpkammern wesentliche Vorteile im Hinblick auf deren kostengünstige Herstellung. Das Polymersubstrat kann aus Thermoplasten, wie zum Beispiel PC, PP, PE, PMMA, COP, COC gebildet sein. Die Dicke des Polymersubstrats kann zwischen 0,5 mm bis 5 mm betragen. Der Durchmesser der Kanäle zur Verbindung mit der Pumpkammer in einem Polymersubstrat kann zwischen 200 μm bis 3 mm betragen.

[0011] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe können die Pumpkammern als Aufweitungen ausgebildet sein. Die Aufweitungen können sich dabei zum Beispiel in das Polymersubstrat erstrecken. Hierbei kann der Querschnitt der Pumpkammern aufgrund einer Aufweitung entlang einer Richtung veränderlich sein. Das Volumen einer Pumpkammer kann zwischen 1 mm^3 bis

1000 mm³ betragen.

[0012] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe kann die erste Pumpkammer im Wesentlichen denselben Querschnitt wie ein an die erste Pumpkammer angeschlossener Zulauf aufweisen, und die zweite Pumpkammer im Wesentlichen denselben Querschnitt wie ein an die zweite Pumpkammer angeschlossener Ablauf aufweisen. Dadurch kann in vorteilhafter Weise die Herstellung der Pumpkammern und der zugehörigen Zu- und Abläufe vereinfacht werden. Die erfindungsgemäße mikrofluidische peristaltische Pumpe kann ein Fluid sowohl in Richtung von dem Zulauf zu dem Ablauf, als auch bei einer entsprechenden Ansteuerung der Pumpkammern in Richtung von dem Ablauf zu dem Zulauf fördern und bewegen.

[0013] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe können der erste Kanal und der zweite Kanal in der Polymermembran ausgebildet sein. Die Kanäle werden hierbei durch Ausnehmungen in der Polymermembran gebildet, so dass die Höhe der Kanäle durch die Dicke der Polymermembran festgelegt wird, wodurch sich sehr flache Kanäle realisieren lassen. Der Durchmesser der Kanäle in einer Polymermembran kann zwischen 1 µm bis 100 µm betragen.

[0014] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe können der erste Kanal und der zweite Kanal in einer zweiten Polymermembran ausgebildet sein. Vorzugsweise sind die beiden Polymermembrane separat ausgebildet und beabstandet zueinander auf unterschiedlichen Ebenen angeordnet. Die hat insbesondere den Vorteil, dass für die Kanäle eine andere Polymermembran als die für die Auslenkung der Pumpkammern zuständige Polymermembran verwendet werden kann. So kann die Polymermembran für die Kanäle beispielsweise besonders dünn (hoher fluidischer Widerstand für die Drosselkanäle) und die Polymermembran für die Pumpkammern dicker (verbesserte Zuverlässigkeit beim Pumpen) gewählt werden. Zusätzlich kann die Pumpeinheit mit den Kanälen auf einer deutlich kleineren Grundfläche hergestellt werden, da die Kanäle auch über den Pumpkammern verlaufen können.

[0015] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe können die Kanäle mit den Pumpkammern über Durchgangslöcher wirkverbunden sein. Bei dieser Gestaltung ergeben sich in Verbindung mit der vorstehend beschriebenen Trennung der Polymermembranen für die Kanäle und die Pumpkammern Vorteile bei der Herstellung der Strukturen zur Verbindung von Kanälen und Pumpkammern, da diese mit Hilfe von Durchgangslöchern realisiert werden können.

[0016] Gemäß einer weiteren Ausgestaltung der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe kann der Zulaufkanal in einem dritten Polymersubstrat ausgebildet sein, welches oberhalb der zweiten Polymer-

membran angeordnet ist. Hierbei wird insbesondere bei getrennten Polymermembranen der Kanäle und der Pumpkammern für eine stabile und zuverlässige Anbindung des Zulaufkanals gesorgt.

[0017] Des Weiteren wird ein Pumpsystem beansprucht, aufweisend eine erste mikrofluidische peristaltische Pumpe und eine zweite mikrofluidische Pumpe, wobei die erste und die zweite Pumpe mit dem Zulaufkanal verbunden sind, und sich für die erste und die zweite Pumpe die jeweiligen Produkte aus dem fluidischen Widerstand eines Kanals und der fluidischen Kapazität der zugehörigen Pumpkammer voneinander unterscheiden, wobei eine Pumpe eine Tiefpasscharakteristik aufweist und eine andere Pumpe eine Hochpasscharakteristik aufweist. Dabei gilt folgender Zusammenhang: $R_{ij} \cdot C_{ij} \neq R_{i+1j+1} \cdot C_{i+1j+1}$. Der Index i beschreibt dabei die jeweilige Pumpe des Pumpsystems und der Index j beschreibt die jeweilige Pumpkammer innerhalb der zugehörigen Pumpe i. So weist beispielsweise eine erste Pumpe eine Tiefpasscharakteristik auf und wird bei niedriger/n Aktuierungsfrequenz(en) aktiviert, und eine zweite Pumpe weist eine Hochpasscharakteristik auf und wird bei hoher/n Aktuierungsfrequenz(en) aktiviert.

[0018] Des Weiteren wird ein Verfahren zum Betreiben einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe beansprucht, welche einen Zulaufkanal, eine erste Pumpkammer, welche über einen ersten Kanal mit dem Zulaufkanal wirkverbunden ist, und eine erste Membran, eine zweite Pumpkammer, welche über einen zweiten Kanal mit dem Zulaufkanal wirkverbunden ist, und eine zweite Membran aufweist, wobei der fluidische Widerstand des ersten Kanals von dem fluidischen Widerstand des zweiten Kanals verschieden ist, aufweisend die Schritte des Realisieren einer Drosselfunktion von jedem Kanal, so dass die jeweiligen Membranen beim Anliegen eines Drucks in dem Zulaufkanal in einer zeitlichen Abfolge zum Realisieren einer Pumpfunktion ausgelenkt werden.

[0019] Das beanspruchte Verfahren weist den Vorteil auf, dass durch die Wirkung der einzelnen Kanäle als Drosseln im (pneumatischen) Pfad zu den Pumpkammern nunmehr nur ein einziges integriertes Ventil bzw. nur eine einzige Schnittstelle zur Außenwelt für sämtliche Pumpkammern notwendig ist, während bei herkömmlichen pneumatischen peristaltischen Pumpen jede Pumpkammer einzeln mit Hilfe eines zugehörigen Ventils aktuiert werden muss. Aufgrund dieser Vereinfachung in der Funktionsweise der zugehörigen erfindungsgemäßen Pumpe ergeben sich sowohl für die LOCs als auch die externe Ansteuerungseinheit niedrigere Kosten, sowie eine erhöhte Zuverlässigkeit.

[0020] Die benötigten Strukturen in den Polymersubstraten und -membranen können beispielsweise durch Fräsen, Spritzguss, Heißprägen, Stanzen oder Laserstrukturierung hergestellt werden.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0021] Die vorliegende Erfindung wird anhand der bei-

liegenden Zeichnungen erklärt. Es zeigt dabei

Fig. 1: eine schematische Ansicht einer erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe, Fig. 2: eine Draufsicht einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, Fig. 3: eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe von Fig. 2 entlang der Linie A-A, Fig. 4: eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe von Fig. 2 entlang der Linie B-B, Fig. 5: eine Draufsicht einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, und Fig. 6: eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe von Fig. 5 entlang der Linie C-C.

Ausführungsformen der Erfindung

[0022] Fig. 1 zeigt eine schematische Ansicht einer erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe 100 in Verbindung mit dem Ablauf eines Pumpvorgangs der erfindungsgemäßen Pumpe 100.

[0023] Die erfindungsgemäße mikrofluidische peristaltische Pumpe 100 wird über zwei pneumatische Eingänge 5 und 8 mit Druckluft zum Aktuieren der n Pumpkammern 20, 50, 51, 52 und Atmosphärendruck oder Vakuum versorgt. Die pneumatischen Eingänge 5 und 8 sind jeweils durch ein erstes Ventil 1 und ein zweites Ventil 2 von einem Zulaufkanal 10 getrennt, welcher sich in n Kanäle 30, 60, 61, 62 aufteilt. Der Zulaufkanal 10 und die Kanäle 30, 60, 61, 62 können unabhängig voneinander als ein mikrofluidischer Strömungskanal in einem Schichtaufbau oder als eine separate Leitung, zum Beispiel in der Art eines Schlauchs oder Röhrchens, ausgebildet sein. Jeder Kanal 30, 60, 61, 62 weist einen spezifischen fluidischen Widerstand R_1 bis R_n auf, wobei

$$R_1 < R_2 < \dots < R_i < \dots < R_n \text{ für } i=1\dots n.$$

[0024] Die Kanäle 30, 60, 61, 62 sind verbunden mit den n Pumpkammern 20, 50, 51, 52, welche durch eine flexible Membran 40, beispielsweise einer Polymermembran, von den zuführenden Kanälen getrennt sind. Die Pumpkammern 20, 50, 51, 52 sind untereinander fluidisch verbunden. An die erste Pumpkammer 20 ist außerdem ein fluidischer Zulauf 200 und an die n-te Pumpkammer 52 ist ein Ablauf 300 angeschlossen. Die Pumpkammern 20, 50, 51, 52 sind als Aufweitungen ausgeführt. Alternativ dazu können die Pumpkammern 20, 50, 51, 52 denselben Querschnitt wie der Zulauf 200 bzw. wie der Ablauf 300 haben.

[0025] Die Ventile 1 und 2 werden so geschaltet, dass entweder der pneumatische Zugang 5 oder 8 mit dem dahinterliegenden fluidischen Netzwerk verbunden ist (statt zwei Ventilen 1 und 2 kann auch ein einzelnes Um-

schaltventil benutzt werden). Wird an den Zugang 1 ein Überdruck und der Zugang 8 an Atmosphäre angeschlossen und der Überdruck an das fluidische Netzwerk übertragen, so führen die unterschiedlichen fluidischen Widerstände R_i in den Kanälen 30, 60, 61, 62 dazu, dass sich die flexible Polymermembran 40 in den Pumpkammern 20, 50, 51, 52 zeitlich verzögert auslenkt und das Fluid in Richtung des Ablaufs 300 gepumpt wird, bis die letzte Pumpkammer 52 voll ausgelenkt wurde. Die Kanäle 30, 60, 61, 62 mit den fluidischen Widerständen R_i wirken demnach als pneumatische Drosseln, wobei anstelle von Luft auch ein anderes Aktuierungsmedium verwendet werden kann, zum Beispiel ein Mineralöl.

[0026] Werden anschließend die Ventile 1 und 2 umgeschaltet, so führen die Rückstellkräfte der Polymermembrane 40 in den jeweiligen Pumpkammern 20, 50, 51, 52 im Zusammenhang mit den unterschiedlichen fluidischen Widerständen R_i dazu, dass sich die Polymermembrane 40 in umgekehrter Reihenfolge entspannt, so dass das in Richtung des Ablaufs 300 verdrängte Fluid nicht zurücklaufen kann und aus der Richtung des Zulaufs 200 neues Fluid angesaugt wird. Anschließend kann durch Umschalten der Ventile 1, 2 der nächste Zyklus gestartet werden.

[0027] In einer anderen nicht dargestellten Ausführungsform liegt der Anschluss 8 nicht auf Atmosphärendruck, sondern Unterdruck, um das Zurückziehen der Polymermembranen 40, 70 schneller und zuverlässiger durchführen zu können.

[0028] Fig. 2 zeigt eine Draufsicht einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe 100 gemäß einer ersten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Fig. 3 zeigt eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe von Fig. 2 entlang der Linie A-A, und Fig. 4 zeigt eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe von Fig. 2 entlang der Linie B-B. Bezugnehmend auf Figs. 2 bis 4 wird nun die erste Ausführungsform der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe beschrieben werden. Diese und die nachfolgend beschriebene Ausführungsform weisen vorzugsweise laterale Abmessungen von $10 \times 10 \text{ mm}^2$ bis $200 \times 200 \text{ mm}^2$ der Pumpe auf.

[0029] Die mikrofluidische peristaltische Pumpe 100 besteht aus einem Drei-Schicht-Aufbau aus einem ersten Polymersubstrat 80 und einem zweiten Polymersubstrat 90, welche durch eine flexible Polymermembran 110 voneinander getrennt sind. Das erste Polymersubstrat 80 weist einen pneumatischen Zugang 5 auf, welcher über einen Zulaufkanal 10 mit drei Kanälen 30, 60, 61 verbunden ist. Die Kanäle 30, 60, 61 werden durch Ausnehmungen in der Polymermembran 110 gebildet, so dass die Höhe der Kanäle 30, 60, 61 durch die Dicke der Polymermembran 110 definiert wird, wodurch sich sehr flache Kanäle realisieren lassen. Der fluidische Widerstand der Kanäle 30, 60, 61 wird in diesem Ausführungsbeispiel durch ihre unterschiedliche Länge festgelegt.

[0030] Die Kanäle 30, 60, 61 enden in Anschlusska-

nälen 31, 32, 33 im zweiten Polymersubstrat 90. Die Pumpkammern 20, 50, 51 weisen jeweils eine Membran 40, 70, 71 auf, welche die Pumpkammer von einem Strömungskanal 150 in dem ersten Polymersubstrat 80 trennt, in welchen sich die ausgelenkte Membran 40, 70, 71 erstreckt. Ein Überdruck führt durch den Mechanismus zu einer zeitlich verzögerten Auslenkung der Membrane 40, 70, 71 unterhalb der Anschlusskanäle 31, 32, 33. Hierzu sind die Membranen 40, 70, 71 in der direkten Umgebung zu den Anschlusskanälen 31, 32, 33 nicht mit dem zweiten Polymersubstrat 90 verbunden. Im Bereich zwischen den Anschlusskanälen 31, 32, 33 ist die Polymermembran jedoch derart mit dem zweiten Polymersubstrat 90 verbunden, dass die Verdrängungseinheiten der Pumpe 100 pneumatisch isoliert sind. Die Membranen 40, 70, 71 sind integral miteinander zu der Polymermembran 110 ausgebildet und bilden ein einziges Bauteil.

[0031] In einer weiteren nicht dargestellten Ausführungsform sind die fluidischen Widerstände R_i , nicht als Parallel- sondern als Serienschaltung realisiert, d.h. die Pumpkammern werden durch die Kanäle mit fluidischen Widerständen R_i hintereinander verbunden.

[0032] Fig. 5 zeigt eine Draufsicht einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe 100 gemäß einer zweiten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, und Fig. 6 zeigt eine Schnittansicht der mikrofluidischen peristaltischen Pumpe 100 von Fig. 5 entlang der Linie C-C. Bezugnehmend auf Fig. 5 und 6 wird nun die zweite Ausführungsform der erfindungsgemäßen mikrofluidischen peristaltischen Pumpe beschrieben werden.

[0033] Im Gegensatz zu der ersten Ausführungsform weist die zweite Ausführungsform eine zusätzliche Polymermembran 120 und ein zusätzliches Polymersubstrat 130 auf. Das zusätzliche Polymersubstrat 130 weist einen pneumatischen Zugang 5 auf. Die Kanäle 30, 60, 61 befinden sich nicht in der Polymermembran 110, sondern werden in der zweiten Polymermembran 120 und damit in einer anderen Ebene ausgebildet. Die fluidische Verbindung zu den Pumpkammern 20, 50 erfolgt über Durchlöcher 140, 141, 142 im zweiten Polymersubstrat 90. Diese Ausführungsform hat insbesondere den Vorteil, dass für die Kanäle 30, 60, 61 eine andere Polymermembran 120 als die für die Auslenkung der Pumpkammern 20, 50 zuständige Polymermembran 110 verwendet werden kann. So kann die zweite Polymermembran 120 beispielsweise besonders dünn (hoher fluidischer Widerstand für die Kanäle 30, 60, 61) und die Polymermembran 110 dicker (verbesserte Zuverlässigkeit beim Pumpen) gewählt werden. Zusätzlich kann die Pumpeinheit inklusive der Kanäle 30, 60, 61 auf einer deutlich kleineren Grundfläche hergestellt werden, da die Kanäle 30, 60, 61 auch über den Pumpkammern verlaufen können.

[0034] Die Pumpkammern 20, 50 können als fluidische Kapazitäten C_i behandelt werden. In einer weiteren nicht dargestellten Ausführungsform kann eine erste Pumpe so ausgelegt werden, dass das Produkt aus den Kapa-

zitäten C_i mit den Widerständen R_i groß ist. Eine zweite Pumpe wird so ausgelegt, dass $R_i \cdot C_i$ klein ist. Auf diese Weise ergeben sich für die erste Pumpe lange und für die zweite Pumpe kurze Reaktionszeiten. Dies führt in vorteilhafter Weise dazu, dass für schnelle Umschaltfrequenzen von Ventilen nur die zweite Pumpe arbeitet, bei langsamen Umschaltfrequenzen jedoch beide Pumpen. Damit ist es mit nur einer einzelnen pneumatischen Schnittstelle möglich, die Pumpe selektiv zuzuschalten und die Möglichkeiten zur Realisierung mikrofluidischer Abläufe zu erweitern.

Patentansprüche

1. Mikrofluidische peristaltische Pumpe (100), aufweisend einen Zulaufkanal (10), eine erste Pumpkammer (20), welche über einen ersten Kanal (30) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und eine erste Membran (40), eine zweite Pumpkammer (50), welche über einen zweiten Kanal (60) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und eine zweite Membran (70), wobei der fluidische Widerstand des ersten Kanals (30) von dem fluidischen Widerstand des zweiten Kanals (60) verschieden ist, und dabei jeder Kanal (30, 60) eine Drosselfunktion realisiert, so dass die jeweiligen Membranen (40, 70) beim Anliegen eines Drucks in dem Zulaufkanal (10) in einer zeitlichen Abfolge zum Realisieren einer Pumpfunktion ausgelenkt werden.
2. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet, dass** der fluidische Widerstand eines Kanals (30, 60) bei konstantem Querschnitt im Wesentlichen durch dessen Länge bestimmt wird.
3. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste Membran (40) und die zweite Membran (70) aus einer Polymermembran (110) ausgebildet sind.
4. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** sich die erste Membran (40) und die zweite Membran (70) in einen Strömungskanal (150) ausgelenkt werden, welcher in einem ersten Polymersubstrat (80) ausgebildet ist.
5. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Pumpkammern (20, 50) als Aufweitungen ausgebildet sind.
6. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet,**

dass die erste Pumpkammer (20) im Wesentlichen denselben Querschnitt wie ein an die erste Pumpkammer (20) angeschlossener Zulauf (200) aufweist, und die zweite Pumpkammer (50) im Wesentlichen denselben Querschnitt wie ein an die zweite Pumpkammer (50) angeschlossener Ablauf (300) aufweist.

5

7. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 3 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der erste Kanal (30) und der zweite Kanal (60) in der Polymermembran (110) ausgebildet sind. 10
8. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der erste Kanal (30) und der zweite Kanal (60) in einer zweiten Polymermembran (120) ausgebildet sind. 15
9. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** die Kanäle (30, 60, 61) mit den Pumpkammern (40, 70, 71) über Durchgangslöcher (140, 141, 142) wirkverbunden sind. 20
25
10. Mikrofluidische peristaltische Pumpe nach Anspruch 8 oder 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** der Zulaufkanal (10) in einem dritten Polymersubstrat (130) ausgebildet ist, welches oberhalb der zweiten Polymermembran (120) angeordnet ist. 30
11. Pumpsystem, aufweisend eine erste mikrofluidische peristaltische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 10 und eine zweite mikrofluidische Pumpe nach einem der Ansprüche 1 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** die erste und die zweite Pumpe mit dem Zulaufkanal verbunden sind, und sich für die erste und die zweite Pumpe die jeweiligen Produkte aus dem fluidischen Widerstand eines Kanals (30, 60) und der fluidischen Kapazität der zugehörigen Pumpkammer (20, 50) voneinander unterscheiden, wobei eine Pumpe eine Tiefpasscharakteristik aufweist und eine andere Pumpe eine Hochpasscharakteristik aufweist. 35
40
45
12. Verfahren zum Betreiben einer mikrofluidischen peristaltischen Pumpe, mit einem Zulaufkanal (10), einer ersten Pumpkammer (20), welche über einen ersten Kanal (30) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und einer ersten Membran (40), 50
einer zweiten Pumpkammer (50), welche über einen zweiten Kanal (60) mit dem Zulaufkanal (10) wirkverbunden ist, und einer zweiten Membran (70), wobei der fluidische Widerstand des ersten Kanals (30) von dem fluidischen Widerstand des zweiten Kanals (60) verschieden ist, aufweisend die Schritte: 55

Realisieren einer Drosselfunktion von jedem

Kanal (30, 60), so dass die jeweiligen Membranen (40, 70) beim Anlegen eines Drucks in dem Zulaufkanal (10) in einer zeitlichen Abfolge zum Realisieren einer Pumpfunktion ausgelenkt werden.

Fig. 1

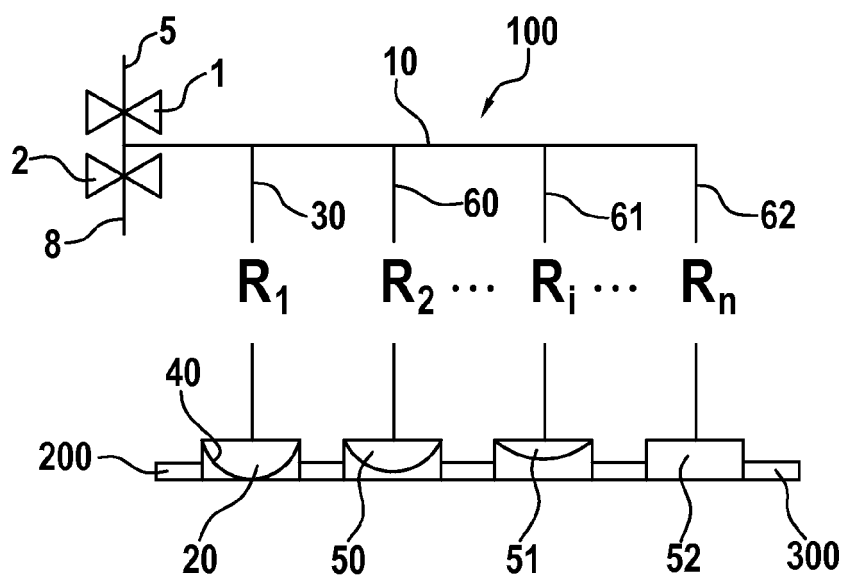


Fig. 2

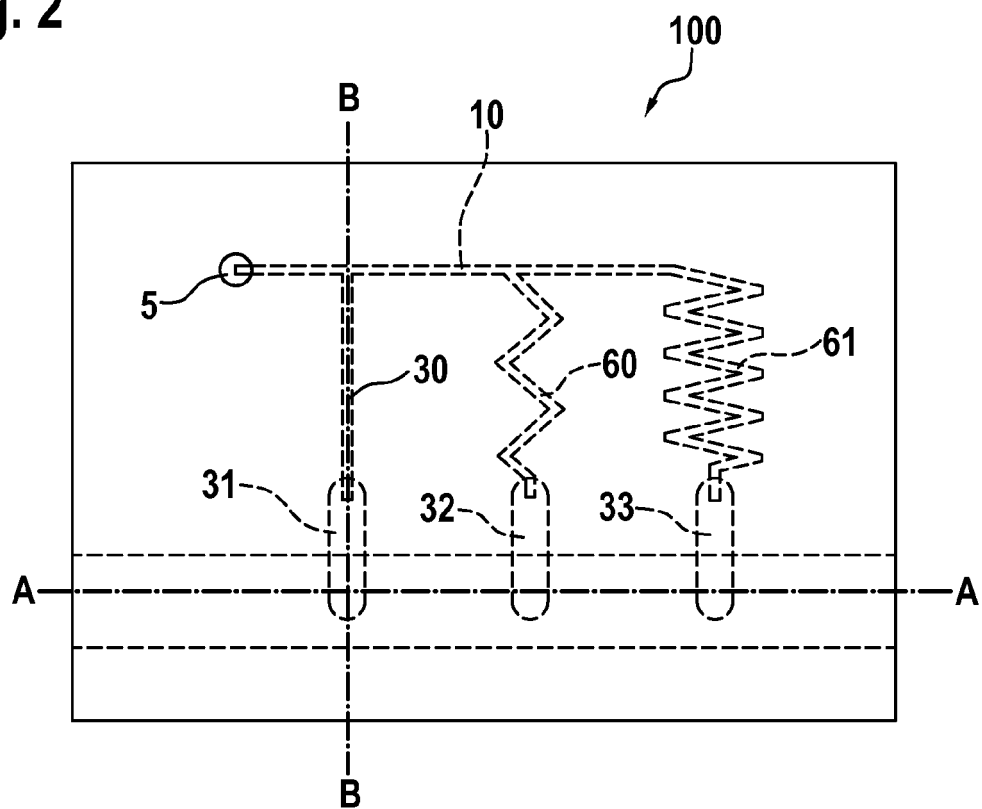


Fig. 3

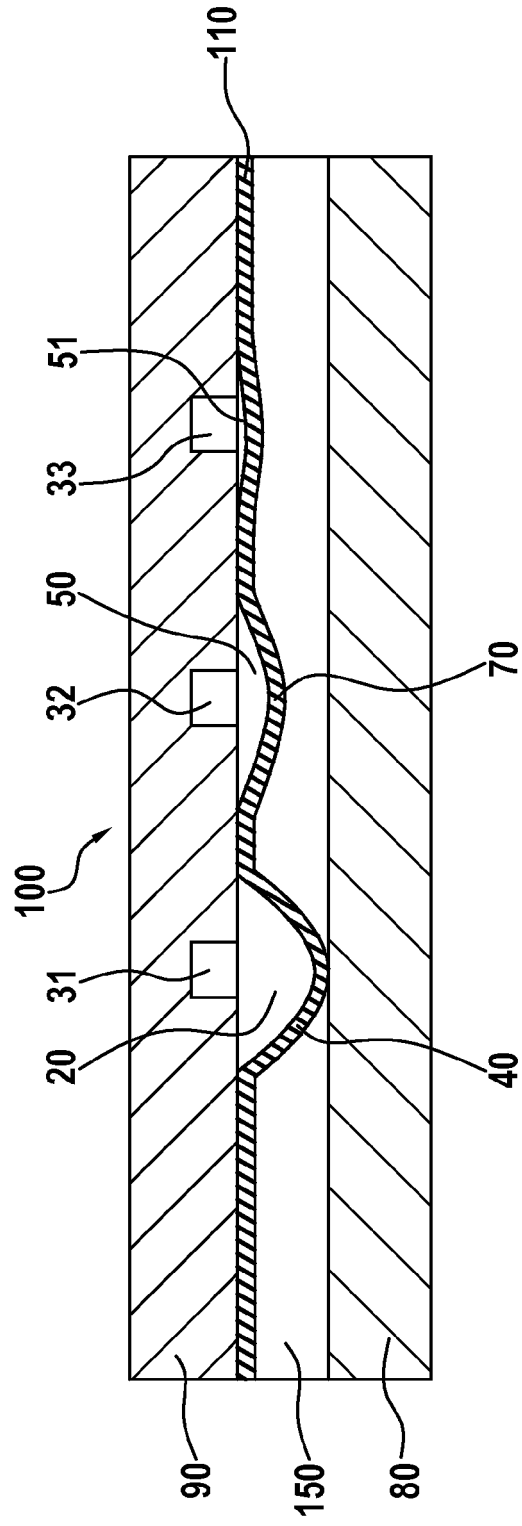


Fig. 4

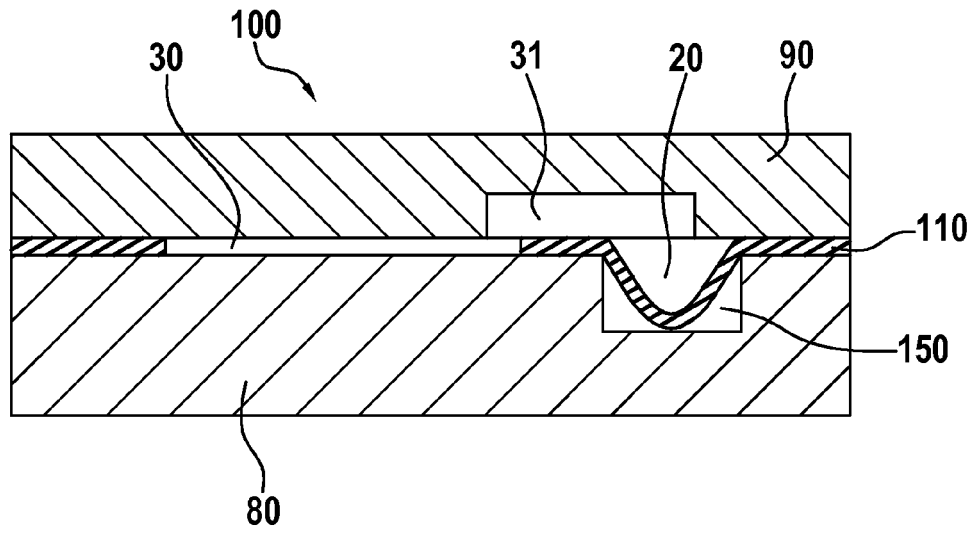


Fig. 5

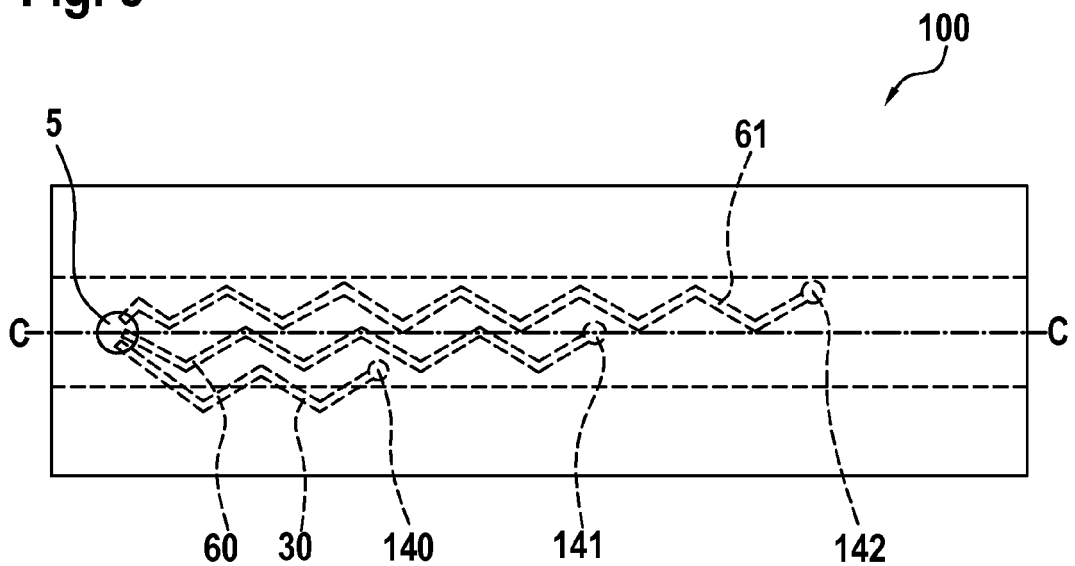
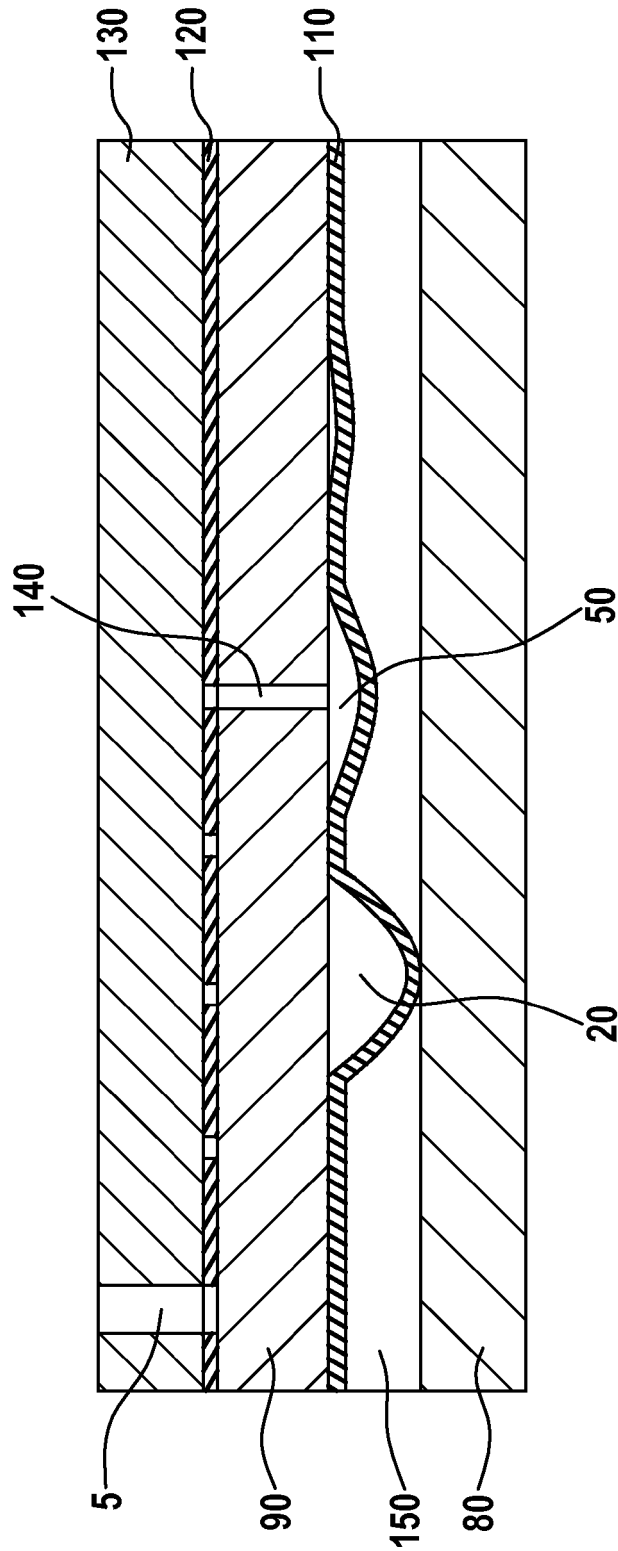


Fig. 6





EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 13 19 1012

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	CHUN-WEI HUANG ET AL: "Pneumatic micropumps with serially connected actuation chambers", JOURNAL OF MICROMECHANICS & MICROENGINEERING, INSTITUTE OF PHYSICS PUBLISHING, BRISTOL, GB, Bd. 16, Nr. 11, 12. September 2006 (2006-09-12), Seiten 2265-2272, XP020104800, ISSN: 0960-1317, DOI: 10.1088/0960-1317/16/11/003	1-5,12	INV. B01L3/00 F04B43/04 F04B43/073 F04B43/14 ADD. F04B9/131
Y	* Zusammenfassung * * Seite 2267, Spalte 1, Absatz 3.1 * * Seite 2269, Spalte 2, Zeile 5 - Zeile 25 * * Abbildungen 1-4 *	1,7-10, 12	
X	MUN ET AL: "A novel peristaltic micropump using three wings with different widths for fluid circulation", 14TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON MINIATURIZED SYSTEMS FOR CHEMISTRY AND LIFE SCIENCES 2010, Bd. 1, 3. Oktober 2010 (2010-10-03), - 7. Oktober 2010 (2010-10-07), Seiten 528-530, XP009175581, MICROTAS 2010 ISBN: 978-1-61839-062-2	1,3-5,12	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC) B01L F04B F16K
Y	* das ganze Dokument *	7-12	
X	WO 02/082047 A2 (CALIFORNIA INST OF TECHN [US]; UNIV CALIFORNIA [US]) 17. Oktober 2002 (2002-10-17)	1,3-5,12	
Y	* Seite 30, Zeile 19 - Seite 53, Zeile 11 * * Abbildungen 34A-C * * Abbildungen 81A-C *	7-10	
		-/--	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 20. Januar 2014	Prüfer Bravin, Michel
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 : mündliche 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	

 3
EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)



EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

 Nummer der Anmeldung
EP 13 19 1012

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (IPC)
X	KARTALOV EMIL ET AL: "Experimentally validated quantitative linear model for the device physics of elastomeric microfluidic valves", JOURNAL OF APPLIED PHYSICS, AMERICAN INSTITUTE OF PHYSICS, 2 HUNTINGTON QUADRANGLE, MELVILLE, NY 11747, Bd. 101, Nr. 6, 19. März 2007 (2007-03-19), Seiten 64505-064505, XP012098143, ISSN: 0021-8979, DOI: 10.1063/1.2511688 * Seiten 64505-1, Spalte 1, letzter Absatz - Spalte 2, letzter Absatz * * Abbildung 1 *	1,3,4,6	RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (IPC)
Y	HOYIN LAI ET AL: "Design and dynamic characterization of "single-stroke" peristaltic PDMS micropumps", LAB ON A CHIP, Bd. 11, Nr. 2, 19. Oktober 2010 (2010-10-19), - 21. Januar 2011 (2011-01-21), Seite 336, XP055097039, ISSN: 1473-0197, DOI: 10.1039/c0lc00023j * Zusammenfassung * * Seite 339, Spalte 1, letzter Absatz - Seite 342, Spalte 1, letzte Zeile * * Abbildung 2 *	1,11,12	
Y	ANTHONY K. AU ET AL: "Microvalves and Micropumps for BioMEMS", MICROMACHINES, Bd. 2, Nr. 2, 24. Mai 2011 (2011-05-24), Seiten 179-220, XP055036611, DOI: 10.3390/mi2020179 * Seite 188 * * Abbildung 9 *	7-10	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort München		Abschlußdatum der Recherche 20. Januar 2014	Prüfer Bravin, Michel
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	

 3
EPO FORM 1503 03.82 (P04C03)

ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.

EP 13 19 1012

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

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am 1.1.2010. Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

20-01-2014

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
WO 02082047 A2	17-10-2002	CA 2442914 A1	17-10-2002
		EP 1392484 A2	03-03-2004
		JP 4455813 B2	21-04-2010
		JP 2004536004 A	02-12-2004
		WO 02082047 A2	17-10-2002

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 7217367 B2 [0003]