



(11) **EP 1 654 068 B1**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT**

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung:
24.01.2007 Patentblatt 2007/04

(51) Int Cl.:
B01L 3/02^(2006.01) B01J 19/00^(2006.01)

(21) Anmeldenummer: **04764062.8**

(86) Internationale Anmeldenummer:
PCT/EP2004/009063

(22) Anmeldetag: **12.08.2004**

(87) Internationale Veröffentlichungsnummer:
WO 2005/016534 (24.02.2005 Gazette 2005/08)

(54) **MIKRODOSIERVORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR DOSIERTEN ABGABE VON FLÜSSIGKEITEN**

MICRODOSING DEVICE AND METHOD FOR THE DOSED DELIVERY OF LIQUIDS

DISPOSITIF DE MICRODOSAGE ET PROCEDE DE DELIVRANCE DOSEE DE LIQUIDES

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT CH DE FR GB IT LI

- **KOLTAY, Peter**
79232 March (DE)
- **STREULE, Wolfgang**
79183 Waldkirch (DE)
- **BIRKLE, Gerhard**
79104 Freiburg (DE)

(30) Priorität: **14.08.2003 DE 10337484**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
10.05.2006 Patentblatt 2006/19

(73) Patentinhaber:

- **Zengerle, Roland**
79183 Waldkirch (DE)
- **Sandmaier, Hermann**
78052 Obereschbach (DE)

(74) Vertreter: **Stöckeler, Ferdinand et al**
Schoppe, Zimmermann,
Stöckeler & Zinkler
Patentanwälte
Postfach 246
82043 Pullach bei München (DE)

(72) Erfinder:

- **ZENGERLE, Roland**
79183 Waldkirch (DE)

(56) Entgegenhaltungen:
DE-A- 4 314 343 DE-C- 19 802 367
GB-A- 1 470 515 US-A- 5 593 290

EP 1 654 068 B1

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Mikrodosiervorrichtung, auf Verfahren zur dosierten Abgabe von Flüssigkeiten und auf Verfahren zum Einstellen eines gewünschten Dosiervolumenbereichs bei Verwendung einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung.

[0002] Gemäß dem Stand der Technik werden Volumina im Nanoliterbereich (10^{-12} m³) nicht mit herkömmlichen Pipetten dosiert, sondern bedürfen spezieller Verfahren, um die erforderliche Präzision zu gewährleisten.

[0003] Neben den Kontaktverfahren, herkömmliche Dispenserverfahren, Pinprinting-Verfahren etc., nehmen hierbei kontaktlose Verfahren eine herausragende Stellung ein.

[0004] Eine Klasse bekannter Verfahren beruht auf schnell schaltenden Ventilen. Hierzu wird ein geeignetes Ventil, meist auf der Basis magnetischer oder piezoelektrischer Antriebe, mit einem Medienreservoir über eine Leitung verbunden und in dieser ein Druck aufgebaut. Durch das schnelle Schalten des Ventils mit einer Schaltzeit von weniger als 1 ms wird kurzzeitig ein sehr großer Fluss erzeugt, so dass das Fluid selbst bei hohen Oberflächenspannungen in der Lage ist, sich von der Abgabestelle zu lösen und als Freistrah auf ein Substrat zu treffen. Die Dosiermenge kann durch den Druck und/oder die Schaltzeit des Ventils gesteuert werden.

[0005] Zur Erzeugung des Drucks gibt es bei dem oben beschriebenen Konzept mit geschaltetem Ventil verschiedene Ansätze.

[0006] Eine schematische Darstellung, die einen ersten bekannten Lösungsansatz zeigt, der als Syringe-Solenoid-Verfahren bezeichnet werden kann, ist in Fig. 7 gezeigt. Dabei ist eine Fluidleitung 10 über ein schnell schaltendes Mikrosolenoidventil 12 mit einer Spitze 14, die entferntbar sein kann, fluidmäßig verbunden. Am unteren Ende der Spitze 14 befindet sich eine Düsenöffnung 16. Das gegenüberliegende Ende der Fluidleitung 10 ist über ein Schaltventil 18 mit einer Spritzenpumpe 20 verbunden. Ferner ist ein Fluidreservoir 22 über eine weitere Fluidleitung 24 ebenfalls mit dem Schaltventil 18 verbunden.

[0007] Das Schaltventil 18 besitzt zwei Schaltzustände. In einem ersten Schaltzustand ist eine Pumpkammer 26 der Spritzenpumpe 20 über die Fluidleitung 24 mit dem Fluidreservoir 22 fluidmäßig verbunden, so dass Flüssigkeit 28 aus dem Fluidreservoir in die Pumpkammer 26 gesaugt werden kann, indem das Volumen der Pumpkammer 26 durch eine entsprechende Bewegung des Kolbens 30 der Spritzenpumpe erhöht wird. Dieser Vorgang dient zum Befüllen der Spritzenpumpe 20. Bei einem nachfolgenden Dosiervorgang wird das Schaltventil 18 umgeschaltet, um eine fluidmäßige Verbindung der Pumpkammer 26 über die Fluidleitung 10 mit dem Mikrosolenoidventil 12 zu bewirken. Unter Verwendung des Kolbens 30 wird nun ein Druck auf die in der Pumpkammer 26 befindliche Flüssigkeit ausgeübt, so dass durch schnelles Schalten des Mikrosolenoidventils 12 (Schaltzeit < 1 ms) Flüssigkeit aus der Dosieröffnung 18 der Spitze 14 abgegeben werden kann. Dosiervorrichtungen der in Fig. 7 gezeigten Art werden beispielsweise von der Firma Cartesian vertrieben.

[0008] Ein alternatives Prinzip, wie es beispielsweise von den Firmen Delo und Vermes praktiziert wird, ist in Fig. 8 gezeigt. Bei diesem alternativen Verfahren ist ein Druckbehälter 40 vorgesehen, in dem sich eine unter Druck gesetzte Flüssigkeit 42 befindet. Ein Auslass des Druckbehälters 40 ist über eine Fluidleitung 44 mit einem schnell schaltbaren Ventil 46 verbunden, das wiederum über eine Fluidleitung 48 mit einer Düsenöffnung, die in Fig. 8 lediglich schematische als Pfeil dargestellt ist, verbunden ist. Auch bei dieser Anordnung kann durch schnelles Schalten des Ventils 46 Flüssigkeit im Freistrah aus der Düsenöffnung abgegeben werden.

[0009] Alternative bekannte Mikrodosiervorrichtungen sind beispielsweise in der DE-A-19802367, der DE-A-19802368 und der EP-A-0725267 beschrieben. Die dort beschriebenen Mikrodosiervorrichtungen umfassen eine Pumpkammer, an die eine flexible Membran angrenzt und die über eine Zuleitung mit einem Reservoir und über eine Ableitung mit einer Düsenöffnung verbunden ist. Ein Beispiel für eine solche Mikrodosierungsvorrichtung wird nachfolgend Bezug nehmend auf die Fig. 9a-9c erläutert.

[0010] In Fig. 9a ist ein schematischer Querschnitt durch eine derartige Mikrodosiervorrichtung im Ruhezustand gezeigt. Die Dosiervorrichtung umfasst einen Dosierkopf 50 und eine Betätigungseinrichtung 52. Bei dem gezeigten Beispiel ist der Dosierkopf 50 durch zwei miteinander verbundene Substrate 54, 56 gebildet, in denen jeweilige Ausnehmungen erzeugt sind. Das erste Substrat 54 ist derart strukturiert, dass in demselben eine Reservoirverbindung 58, ein Einlasskanal 60 und eine Dosierkammer 62 gebildet sind. Das untere Substrat 56 ist derart strukturiert, dass in demselben eine Düsenverbindung 64, eine Düse 66, die einen Düsenkanal und eine Auslassöffnung aufweist, und ein Auslassbereich 68, der einen wesentlich größeren Querschnitt besitzt wie die Auslassöffnung der Düse 66, gebildet sind.

[0011] Durch die Strukturierung des oberen Substrats 54 ist in demselben ferner eine Membran 70 gebildet.

[0012] Die Betätigungseinrichtung 52 besitzt einen Verdränger 72, durch den die Membran 70 nach unten ausgelenkt werden kann, um das Volumen der Dosierkammer 62 zu reduzieren, wie in Fig. 9b gezeigt ist. Durch diese Reduzierung des Volumens der Dosierkammer 62 ergibt sich zum einen ein Rückfluss 74 durch den Einlasskanal 60 und die Reservoirverbindung 58.

[0013] Zum anderen ergibt sich ein Vorwärtsfluss durch die Düsenverbindung 64 und die Düse 66, so dass am Auslassende der Düse 66 eine Abgabe von Flüssigkeit 76 stattfindet. Das Verhältnis zwischen Rückfluss 74 und dosierter

Flüssigkeit 76 hängt dabei von dem Verhältnis des Flusswiderstands der Fluidverbindung zwischen Reservoir und Dosierkammer zu dem Flusswiderstand zwischen Dosierkammer und Ausstoßöffnung der Düse 66 ab.

[0014] Im Anschluss an den Dosiervorgang wird der Verdränger 72 unter Verwendung der Betätigungseinrichtung 52 aufwärts bewegt, siehe Fig. 9c, so dass diese schließlich durch ihre Elastizität die ursprüngliche Lage, wie sie in Fig. 9a gezeigt ist, wieder einnimmt. Durch dieses Rückstellen der Membran 70 ergibt sich eine Zunahme des Volumens der Dosierkammer 62, so dass ein Wiederbefüllungsfluss 78 vom Reservoir durch die Reservoirverbindung 58 und den Einlasskanal 60 stattfindet. Um während dieser Phase ein Ansaugen von Luft durch die Düse 66 zu verhindern, muss das Rückstellen der Membran 70 langsam genug erfolgen, damit durch dasselbe Kapillarkräfte, die Flüssigkeit in der Düse 66 halten, nicht überwunden werden.

[0015] Mikrodosierungsvorrichtungen, wie sie oben Bezug nehmend auf die Fig. 9a-9c beschrieben sind, wurden ursprünglich für die Enzymdosierung in der Biochemie entwickelt. Unter Verwendung dieser Vorrichtungen können Flüssigkeiten mit Viskositäten bis 100 mPas in einem Volumenbereich von 1 nL bis 1000 nL sehr Medien-unabhängig und präzise dosiert werden. Die zu dosierende Flüssigkeit wird hierbei durch Verdrängung aus der Dosierkammer eines, vorzugsweise in Silizium gefertigten, Dosierchips im Freistrahldosiert. Diese Methode bedarf jedoch eines vergleichsweise komplexen Mikrobauteils.

[0016] Schließlich ist aus der US-3,683,212 ein Tröpfchenausstoßsystem bekannt, bei dem ein rohrförmiger Piezowandler eine Fluidleitung mit einer Düsenplatte, in der eine Düsenöffnung gebildet ist, verbindet. Ein Spannungspuls mit kurzer Anstiegszeit wird an den Wandler angelegt, um eine Kontraktion des Wandlers zu bewirken. Die resultierende plötzliche Abnahme des eingeschlossenen Volumens bewirkt, dass eine kleine Flüssigkeitsmenge aus der Öffnung in der Öffnungsplatte ausgestoßen wird. Dabei wird die Flüssigkeit unter keinem oder einem geringen statischen Druck gehalten. Die Oberflächenspannung an der Öffnung verhindert, dass Flüssigkeit ausfließt, wenn der Wandler nicht betätigt ist. Die ausgestoßene Flüssigkeit wird durch einen kapillaren Vorwärtsfluss von Flüssigkeit in der Leitung ersetzt.

[0017] Es hat sich herausgestellt, dass gemäß der US-3,683,212 der Tropfen mit Hilfe eines akustischen Prinzips ähnlich wie bei den piezoelektrischen Ink-Jet-Verfahren erzeugt wird. Hierbei wird in einer starren Fluid-Leitung, beispielsweise einer starren Glaskapillare, eine akustische Druckwelle erzeugt, die an der Abgabestelle lokal einen hohen Druckgradienten zur Folge hat, der zur Tropfenablösung führt. Die Betätigungszeit des Aktors liegt hier in der Größenordnung der Schallausbreitung im System, welche üblicherweise einige Mikrosekunden beträgt. Deshalb sind in diesem Zusammenhang auch die akustische Impedanz der Fluidleitungen unterhalb und oberhalb des Aktors für die Auslegung von Bedeutung. Es handelt sich demnach um ein Impulsverfahren, bei welchem ein hoher akustischer Impuls bei geringer Volumenverdrängung erzeugt wird. Anders ausgedrückt wird eine Schallwelle mit Druckmaxima und Druckminima zwischen dem Ort der Betätigung und der Abgabestelle erzeugt, wobei durch einen entsprechenden Druck an der Abgabestelle ein Ausstoß von Flüssigkeit bewirkt wird. Gemäß der US-3,683,212 wird die Fluidleitung lediglich vernachlässigbar verformt, wird im wesentlichen durch den Aktor nur Schall übertragen und spielt die Elastizität der Fluidleitung keine entscheidende Rolle.

[0018] Aus der DE 4314343 C2 ist eine Vorrichtung zur Dosierung von Flüssigkeiten bekannt, die einen Flüssigkeitszuführungsschlauch aufweist, der mit seinem einem Ende mit einem Flüssigkeitsreservoir in Verbindung steht und dessen anderes Ende offen ist. Der Schlauch liegt an einem Wiederlagersockel an und auf der dem Wiederlagersockel gegenüberliegenden Seite des Schlauches ist ein Hammer vorgesehen. Der Hammer ist in periodische Schwingungen in Richtung quer zur Schlauchachse versetzbar, so dass durch den Hammer der gesamte Schlauchquerschnitt gequetscht wird, d.h. die Durchflussfläche im Wesentlichen auf Null gebracht wird. Dadurch werden impulsartige Kraftstöße auf den Schlauch ausgeübt und einzelne Flüssigkeitstropfen aus dem offenen Ende ausgetrieben.

[0019] Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, eine Mikrodosiervorrichtung mit einem einfachen Aufbau zu schaffen, die ferner vorzugsweise eine problemlose Änderung eines abzugebenden Dosiervolumens ermöglicht. Eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, ein Verfahren zur dosierten Abgabe von Flüssigkeiten zu schaffen.

[0020] Diese Aufgabe wird durch Mikrodosiervorrichtungen nach den Ansprüchen 1 und 9 und ein Verfahren gemäß den Ansprüchen 20, 29 und 30 gelöst.

[0021] Die vorliegende Erfindung schafft eine Mikrodosiervorrichtung mit folgenden Merkmalen:

einer Fluidleitung, die einen flexiblen Schlauch, vorzugsweise Polymerschlauch, aufweist, mit einem ersten Ende zum Verbinden mit einem Flüssigkeitsreservoir und einem zweiten Ende, an dem sich eine Auslassöffnung befindet; und

einer Betätigungseinrichtung, die einen Verdränger mit einstellbarem Hub aufweist, durch den das Volumen eines Abschnitts des flexiblen Schlauchs, veränderbar ist, um dadurch durch Bewegen des Verdrängers zwischen einer ersten Endstellung und einer zweiten Endstellung Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder als freifliegender Strahl an der Auslassöffnung abzugeben, wobei der Schlauch in zumindest der ersten Endstellung oder der zweiten Endstellung teilweise zusammengedrückt ist.

[0022] Ferner schafft die vorliegende Erfindung eine Mikrodosiervorrichtung mit folgenden Merkmalen:

einer Fluidleitung mit einem ersten Ende zum Verbinden mit einem Flüssigkeitsreservoir und einem zweiten Ende, an dem sich eine Auslassöffnung befindet, wobei die Fluidleitung einen Abschnitt aufweist, entlang dem ein Querschnitt der Fluidleitung veränderbar ist, um eine Änderung des Volumens der Fluidleitung zu bewirken;

einer Betätigungseinrichtung, die an einer Position entlang des Abschnitts der Fluidleitung angeordnet ist, zum Bewirken einer Änderung des Volumens der Fluidleitung, um dadurch Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder freifliegenden Strahl aus der Auslassöffnung abzugeben,

wobei ein Verhältnis einer fluidischen Impedanz zwischen der Position der Betätigungseinrichtung und der Auslassöffnung zu einer fluidischen Impedanz zwischen dem Flüssigkeitsreservoir und der Position der Betätigungseinrichtung durch Ändern der Position der Betätigungseinrichtung variierbar ist, so dass ein an der Auslassöffnung abgegebenes Dosiervolumen dadurch um zumindest 10% variierbar ist.

[0023] Unter fluidische Impedanz ist dabei die Kombination aus fluidischem Widerstand und fluidischer Induktivität zu verstehen, die durch die Länge und den Flussquerschnitt einer Leitung bestimmt wird.

[0024] Die vorliegende Anmeldung ermöglicht somit eine Einstellbarkeit des Dosiervolumens durch entweder ein Einstellen des Hubs der Betätigungseinrichtung und/oder ein Einstellen der Position der Betätigungseinrichtung entlang einer Fluidleitung, deren Volumen veränderbar ist.

[0025] Eine solche Variierbarkeit des Verhältnisses der genannten Flusswiderstände kann vorzugsweise erreicht werden, indem die Fluidleitung zwischen Flüssigkeitsreservoir und Ausstoßöffnung mit einem im wesentlichen linearen Aufbau ausgebildet wird, d. h. zwischen Flüssigkeitsreservoir und Ausstoßöffnung einen Querschnitt ohne sprunghafte Querschnittänderungen besitzt. Im einfachsten Fall kann dies erreicht werden, indem die Fluidleitung zwischen Flüssigkeitsreservoir und Ausstoßöffnung im Ruhezustand einen im wesentlichen konstanten Querschnitt aufweist.

[0026] Die vorliegende Erfindung erfordert keine feinmechanischen oder mikrostrukturierten Bauteile, wie sie bei anderen Tropfenerzeugern notwendig sind, wodurch die Herstellungskosten deutlich verringert werden können und die Betriebssicherheit erhöht wird. Ferner können die fluidführenden Teile als Einwegbauteile einfach aus Kunststoff, beispielsweise Polyimid, hergestellt werden, wodurch eine aufwendige Reinigung beim Medienwechsel entfällt.

[0027] Erfindungsgemäß wird ferner keine begrenzte Druckkammer zur Druckerzeugung eingesetzt, sondern ein variabler "aktiver Bereich". Dadurch ergeben sich Optimierungsmöglichkeiten für unterschiedliche Fluide durch Variation der Verdrängerposition, d. h. Ändern der Position der Betätigungseinrichtung entlang des Abschnitts der Fluidleitung, entlang dem ein Querschnitt der Fluidleitung veränderbar ist, um eine Änderung des Volumens der Fluidleitung zu bewirken. Durch eine axial asymmetrische Volumenänderung kann eine Vorzugsrichtung eines Flüssigkeitsflusses in der Fluidleitung in Richtung Auslassöffnung erzeugt werden. Ferner kann eine einfache Änderung des maximalen Dosiervolumens herbeigeführt werden, indem der "aktive Bereich" beispielsweise durch Verwendung eines größeren Verdrängers vergrößert wird, wobei eine solche Änderung des maximalen Dosiervolumens ohne konstruktive Änderungen an den fluidführenden Teilen auskommt. Schließlich kann eine potentielle Druckdifferenz zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung explizit vorgesehen sein, um eine Vorzugsrichtung bei einer Wiederbefüllung zu gewährleisten oder ein Auslaufen der Flüssigkeit aus der Auslassöffnung zu verhindern. Somit können auch Medien dosiert werden, die nicht durch Kapillarkräfte in der Fluidleitung bewegt werden können.

[0028] Die vorliegende Erfindung schafft ferner ein Verfahren zur dosierten Abgabe von Flüssigkeiten, mit folgenden Schritten:

Befüllen einer Fluidleitung, die einen flexiblen Schlauch, vorzugsweise Polymerschlauch, aufweist, mit einer zu dosierenden Flüssigkeit;

Bewirken einer Volumenänderung eines Abschnitts des flexiblen Schlauchs durch einen Verdränger mit einstellbarem Hub, um dadurch durch Bewegen des Verdrängers zwischen einer ersten Endstellung und einer zweiten Endstellung Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder als freifliegender Strahl an einer Auslassöffnung der Fluidleitung abzugeben,

wobei der Schlauch zumindest in der ersten Endstellung oder der zweiten Endstellung teilweise zusammengedrückt ist.

[0029] Die vorliegende Erfindung schafft darüber hinaus Verfahren zum Einstellen eines gewünschten Dosiervolumens bei einem Dosiervorgang unter Verwendung einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung, das folgenden Schritt aufweist:

Anordnen der Betätigungseinrichtung an einer vorbestimmten Position entlang des Abschnitts der Fluidleitung, so

dass bedingt durch das sich dabei ergebende Verhältnis fluidischer Impedanzen bei einem Schritt des Bewirkens einer Änderung des Volumens der Fluidleitung ein gewünschtes Dosiervolumen abgegeben werden kann.

[0030] Die vorliegende Erfindung schafft ferner ein Verfahren zum Einstellen eines gewünschten Dosiervolumens bei einem Dosiervorgang unter Verwendung einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung, das folgenden Schritt aufweist:

Auswählen eines Verdrängers mit einer axialen Länge bezüglich des Abschnitts der Fluidleitung, die angepasst ist, um bei einem Schritt des Bewirkens einer Änderung des Volumens der Fluidleitung die Abgabe eines gewünschten Dosiervolumens zu ermöglichen.

[0031] Die vorliegende Erfindung ermöglicht somit zusätzliche Freiheitsgrade bei der Einstellung eines gewünschten Dosiervolumens. Zum einen kann bei einem vorgegebenen Hub und somit einer vorgegebenen Verdrängung der Betätigungseinrichtung ein gewünschtes Dosiervolumen durch die oben genannten Schritte eingestellt werden. Ist der Hub und somit die Verdrängung der Betätigungseinrichtung einstellbar, so kann durch die oben genannten Schritte ein gewünschter Dosiervolumenbereich eingestellt werden, wobei dann das jeweilige in dem gewünschten Dosiervolumenbereich liegende Dosiervolumen durch Einstellen des Hubs bzw. der Verdrängung der Betätigungseinrichtung eingestellt werden kann.

[0032] Eine charakteristische Eigenschaft und ein erheblicher Vorteil von Volumenverdrängersystemen, wie sie durch die vorliegende Erfindung realisiert werden, besteht darin, dass bei denselben das Dosiervolumen von der Viskosität der zu dosierenden Flüssigkeit weitgehend unabhängig ist.

[0033] Darüberhinaus kann gemäß der vorliegenden Erfindung die Betätigungseinrichtung zusammen mit der Fluidleitung ausgelegt sein, um als Extremfall der Volumenverdrängung ein vollständiges Abquetschen der Fluidleitung durch den Verdränger zu ermöglichen. In diesem Fall kann zusätzlich eine Ventalfunktion implementiert werden. Die Möglichkeit eines vollständigen Unterbrechens der Fluidleitung zwischen Reservoir und Abgabestelle kann somit einen weiteren Vorteil gegenüber bekannten Verfahren darstellen.

[0034] Bei den erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtungen wird, im Unterschied zur Lehre der US-3,683,212, ein kontinuierlicher Druckgradient über die gesamte Fluidleitung aufgebaut, wobei das Fluid ausgehend vom Verdränger regelrecht aus der Leitung geschoben wird. Das gesamte zwischen Verdränger und Auslassöffnung befindliche Fluid wird in Richtung der Auslassöffnung bewegt. Akustische Phänomene spielen hierbei keine Rolle, da sich die Volumenverdrängung auf einer Zeitskala von wenigen Millisekunden (wesentlich langsamer als bei Impulsverfahren) abspielt.

[0035] Bevorzugte Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung werden nachfolgend Bezug nehmend auf die beiliegenden Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1a-1c schematische Querschnittsansichten zur Erläuterung eines Ausführungsbeispiels eines erfindungsgemäßen Dosiervorgangs;

Fig. 2a-2d schematische Ansichten eines Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung;

Fig. 3 schematisch eine Bildsequenz der Tropfenentstehung;

Fig. 4 ein Diagramm, das mittels eines Prototypen erzeugte Tropfenvolumina zeigt;

Fig. 5a und 5b schematische Darstellungen zur Veranschaulichung, wie bei einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung ein Dosiervolumenbereich einstellbar ist;

Fig. 6a und 6b schematische Ansichten zur Veranschaulichung, wie erfindungsgemäß alternativ ein Dosiervolumenbereich einstellbar ist;

Fig. 7-9 schematische Darstellungen bekannter Mikrodosiersysteme; und

Fig. 10a und 10b schematische Darstellungen alternativer Ausführungsbeispiele erfindungsgemäßer Mikrodosiervorrichtungen.

[0036] Bezug nehmend auf die schematischen Darstellungen in den Figuren 1a bis 1c werden nachfolgend die wesentlichen Merkmale der vorliegenden Erfindung sowie das derselben zugrundeliegende Konzept erläutert.

[0037] Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung bzw. ein Verfahren zur Erzeugung von Mikrotropfen

bzw. Mikrostrahlen, vornehmlich im Nanoliter- bis Picoliterbereich. Zentrales Element einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung ist eine fluidführende Leitung, die einen flexiblen Schlauch aufweist und deren Einlassöffnung mit einem Flüssigkeitsreservoir verbunden ist, in welchem sich das zu dosierende Medium befindet. Am anderen Ende der Leitung befindet sich eine Auslassöffnung, durch die die zu dosierende Flüssigkeit abgegeben werden kann. Die fluidführende Leitung ist vorzugsweise vornehmlich aus einem elastischen Material gefertigt, so dass das Volumen der Leitung zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung durch Deformation der Leitung, beispielsweise Zusammenpressen derselben, variiert werden kann.

[0038] Die wesentlichen Elemente einer erfindungsgemäßen Dosiervorrichtung während verschiedener Phasen eines Dosiervorgangs sind in den Fig. 1a bis 1c gezeigt.

[0039] Wie in Fig. 1a gezeigt ist, umfasst eine Fluidleitung 100, bei der es sich bei bevorzugten Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung um einen elastischen Polymerschlauch handelt, ein einlassseitiges Ende 102, das zur Verbindung mit einem Flüssigkeitsreservoir dient, und ein auslassseitiges Ende 104, an dem Mikrotropfen bzw. Mikrostrahlen abgegeben werden können. Das auslassseitige Ende 104 kann somit auch als Düse bezeichnet werden. Jeweilige Wände 106 des elastischen Polymerschlauchs 100 sind in den Fig. 1a bis 1c durch gestrichelte Linien dargestellt.

[0040] Eine Betätigungseinrichtung 108 in Form eines Verdrängers ist vorgesehen, der ein Verbindungsteil 110 aufweist, an dem der Verdränger 108 an einem Betätigungsglied zum Treiben des Verdrängers 108 angebracht werden kann.

[0041] Bei dem gezeigten Ausführungsbeispiel besitzt der elastische Polymerschlauch von seinem Einlassende 102 bis zu seinem Auslassende 104 einen im wesentlichen konstanten Querschnitt, der in der Regel kreisförmig sein wird.

[0042] Bei einer solchen Mikrodosiervorrichtung kann ein Bereich 112, der unterhalb des Verdrängers 108 angeordnet ist, als Dosierkammerbereich bezeichnet werden, der durch die Position des Verdrängers 108 bezüglich des elastischen Polymerschlauchs 100 definiert ist. Ein Bereich 114, der im wesentlichen am rechten Ende des Verdrängers 108 beginnt, stellt einen Auslasskanal dar, der den Verdrängerbereich 112 mit dem Auslassende 104 fluidmäßig verbindet. Ein Bereich 116, der in den Figuren verkürzt dargestellt ist und sich vom linken Ende des Verdrängers 108 nach links erstreckt, stellt einen Einlasskanal dar, der den Verdrängerbereich 112 mit dem Einlassende 102 fluidmäßig verbindet.

[0043] Wie in Fig. 1a ferner gezeigt ist, kann der Verdränger 108 eine schräg zur Wand 106 des Polymerschlauchs 100 verlaufende Verdrängeroberfläche 120 umfassen, was im Betrieb der Mikrodosiervorrichtung die Erzeugung einer Vorzugsrichtung eines Flüssigkeitsflusses in Richtung Auslassöffnung 104 durch eine axial asymmetrische Volumenänderung ermöglicht.

[0044] Im folgenden wird die Funktionsweise der erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung erläutert.

[0045] Bei Inbetriebnahme des Dosiersystems wird die Fluidleitung 100 entweder über eine extern erzeugte Druckdifferenz oder durch Kapillarkräfte von selbst befüllt.

[0046] Eine extern erzeugte Druckdifferenz kann beispielsweise angelegt werden, indem ein Flüssigkeitsreservoir verwendet wird, indem die Flüssigkeit unter Druck gesetzt wird.

[0047] Beim Anlegen eines bezüglich des Auslassendes positiven statischen Drucks (Überdruck) ist zu beachten, dass der Druck, mit dem die Flüssigkeit in der Leitung 100 beaufschlagt wird, nicht größer ist als die Kapillarkräfte, durch die die Flüssigkeit in der Leitung gehalten werden, da sonst ein Lecken von Flüssigkeit aus dem Auslassende 104 im nicht betätigten Zustand der Mikrodosiervorrichtung stattfinden würde.

[0048] Alternativ kann ein bezüglich des Auslassendes negativer Druck (Unterdruck) angelegt werden, um im nicht-betätigten Zustand ein Auslaufen von Flüssigkeit aus dem Auslassende zu verhindern, falls die Kapillarkräfte hierzu zu schwach sind. Dieser entgegenwirkende Druck muss beim Auffüllen durch die Kapillarkräfte überwunden werden.

[0049] Zu Beginn eines Dosiervorgangs wird in einer ersten Phase, die als Dosierphase bezeichnet werden kann, Flüssigkeit aus der Leitung durch eine Verringerung des Leitungsvolumens zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung verdrängt. Dies wird erreicht, indem der Verdränger 108 nach unten, d. h. in Richtung zu dem Polymerschlauch 100 hin bewegt wird, so dass eine Kompression des Polymerschlauchs im Verdrängerbereich 112 stattfindet. Diese Abwärtsbewegung ist in Fig. 1b durch Pfeile 122 dargestellt. Der Verdrängerbereich 112 stellt somit den aktiven Bereich der erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung dar.

[0050] Die aufgrund dieser Volumenänderung der Fluidleitung 100 aus der Leitung verdrängte Flüssigkeit wird zu den Enden der Leitung hinausgepresst oder durch eine Veränderung des Leitungsquerschnitts an anderer Stelle gespeichert, wenn die Leitung eine fluidische Kapazität aufweist.

[0051] Durch die durch eine schnelle Bewegung 122 des Verdrängers 108 bedingte Volumenänderung der Fluidleitung 100 findet zum einen ein Flüssigkeitsfluss zu der Auslassöffnung 104 hin statt, wie durch einen Pfeil 124 angezeigt ist. Zum anderen findet ein Rückfluss in das Flüssigkeitsreservoir durch den Einlasskanal 116 statt, wie durch einen Pfeil 126 angezeigt ist. Durch den Vorwärtsfluss 124 findet an der Auslassöffnung 104 ein Flüssigkeitsausstoß in der Form eines Mikrotropfens bzw. Mikrostrahls statt.

[0052] Welcher Anteil der Flüssigkeit dabei durch die Auslassöffnung 104 als Strahl bzw. Tropfen abgegeben wird, hängt von der Position, Art und Dynamik der Volumenänderung ab. Wie bereits oben ausgeführt wurde, kann durch eine axial asymmetrische Volumenänderung, wie sie durch den Verdränger 108 und insbesondere die Verdrängeroberfläche 120 desselben bewirkt wird, eine Vorzugsrichtung der Strömung in Richtung Auslassöffnung 104 herbeigefügt

werden. Zur Erzeugung eines Strahls oder Tropfens, der in der Dosierphase am Auslassende 104 abgegeben wird, erfolgt die Volumenänderung hinreichend schnell, um dem Flüssigkeitstropfen bzw. Flüssigkeitsstrahl den erforderlichen Impuls zu übertragen, damit dieser sich von der Auslassöffnung 104 lösen kann. Dabei spielen sowohl die Flüssigkeitseigenschaften, wie beispielsweise die Dichte, die Viskosität, die Oberflächenspannung und dergleichen, als auch eine Druckdifferenz, die zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung vorliegen kann, eine entscheidende Rolle. Ferner sind die fluidischen Widerstände zwischen Auslassöffnung 104 und dem aktiven Bereich 112, in dem die Volumenänderung erfolgt (d. h. die fluidische Impedanz des Auslasskanals 114), sowie die fluidische Impedanz des Leitungsstücks zwischen aktivem Bereich 14 und Einlassöffnung 112 (d. h. die fluidische Impedanz des Einlasskanals 116) bestimmend für das Verhältnis zwischen abgegebener Dosiermenge (Vorwärtsfluss 124) und der in das Reservoir zurückgeleiteten Flüssigkeitsmenge (Rückwärtsfluss 126). Eine gute Dosierqualität kann beispielsweise erreicht werden, wenn die Volumenänderung in der Nähe der Auslassöffnung 104 mit einer hohen Dynamik (beispielsweise 50 nL innerhalb einer Millisekunde) erfolgt.

[0053] Durch die Positionierung des Verdrängers in der Nähe der Auslassöffnung 104 kann bewirkt werden, dass die fluidische Impedanz des Auslasskanals 114 verglichen mit der fluidischen Impedanz des Einlasskanals 116 gering ist, so dass ein großer Teil der verdrängten Flüssigkeit aus der Auslassöffnung 104 ausgestoßen wird. Dabei kann dann davon gesprochen werden, dass der Verdränger in der Nähe der Auslassöffnung 104 angeordnet ist, wenn die Länge des Einlasskanals 116 mindestens doppelt so groß ist wie die Länge des Auslasskanals 114, bevorzugter mindestens fünfmal so groß und noch bevorzugter mindestens zehnmal so groß ist.

[0054] Nach dem Ausstoß des Flüssigkeitstropfens bzw. Flüssigkeitsstrahls wird in einer zweiten Phase, die als Wiederbefüllphase bezeichnet werden kann, das Volumen zwischen Einlassöffnung 102 und Auslassöffnung 104 wieder vergrößert. Dies wird erreicht, indem der Verdränger 108 in Richtung eines Pfeils 132 von der Fluidleitung 100 wegbewegt wird, wie in Fig. 1c gezeigt ist. Aufgrund dieser Volumenänderung strömt Flüssigkeit aus dem Reservoir durch die Einlassöffnung 102 und den Einlasskanal 116 in die Leitung und insbesondere in den aktiven Bereich 112 derselben, wie in Fig. 1c durch einen Pfeil 134 angezeigt ist. Das Einsaugen von Luft durch die Auslassöffnung 104 wird bei entsprechend kleinen Leitungsquerschnitten durch Kapillarkräfte verhindert. Alternativ kann aber durch eine hydrostatische Druckdifferenz zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung eine Vorzugsrichtung zur Befüllung aus dem Reservoir vorgegeben werden. Hierzu könnte beispielsweise wiederum das Flüssigkeitsreservoir mit einem Druck beaufschlagt werden.

[0055] Am Ende der Wiederbefüllungsphase liegt dann wieder die in Fig. 1a) gezeigte Situation vor, wobei dann wieder ein Dosiervorgang stattfinden kann.

[0056] Die Fig. 2a bis 2d zeigen einen Tropfengenerator unter Verwendung einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung mit entsprechenden Halterungen für die Fluidleitung bzw. die Betätigungseinrichtung. Fig. 2a zeigt eine Seitenansicht des Tropfenerzeugers, während Fig. 2b eine Unteransicht desselben darstellt. In Fig. 2c ist eine Schnittansicht entlang der Linie A-A von Fig. 2b gezeigt, während Fig. 2d eine Vergrößerung des Abschnitts B im Maßstab 5:1 darstellt.

[0057] Der in den Fig. 2a bis 2d gezeigte Tropfenerzeuger umfasst einen Polyimidschlauch 150, der beispielsweise einen Innendurchmesser von 200 μm aufweisen kann. Zur Lagerung des Polyimidschlauchs 150 ist ein Lagerblock 152 und ein Widerlagerblock 154 vorgesehen. In dem Lagerblock 152 und/oder dem Widerlagerblock 154 ist eine Führungsrille vorgesehen, in die der Polyimidschlauch eingelegt wird, so dass der Polyimidschlauch zwischen Lagerblock und Widerlagerblock auf eine stabilisierte Weise sicher gelagert ist. Der Lagerblock 152 und der Widerlagerblock 154 sind beispielsweise unter Verwendung von Halteschrauben 156 an einem Halteabschnitt 160 einer Halterung 162 angebracht. Die Halterung 162 ist ferner ausgebildet, um auf der dem Widerlager 154 gegenüberliegenden Seite des Polyimidschlauchs 150 einen Verdränger 164 zu halten, mit dessen Hilfe der Schlauch im aktiven Bereich desselben zusammengepresst werden kann, wodurch die erfindungsgemäße Volumenänderung zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung erzielt wird. Der Verdränger wird dabei durch einen Piezostapelaktor (nicht gezeigt) angetrieben, dessen Auslenkung elektronisch kontrolliert werden kann, und der über einen Adapter 166 mit dem Verdränger 164 verbunden ist. Um eine Vorzugsrichtung eines Tropfenausstoßes 168 durch die Auslassöffnung des Polyimidschlauchs 150 zu bewirken, besitzt der Verdränger 164 wiederum eine relativ zu dem Polyimidschlauch geschrägte, d. h. in einem Winkel verlaufende, Verdrängungsfläche.

[0058] Die Halterung 162 umfasst ferner eine Aufnahme 170 für die Antriebseinheit in Form des Piezostackaktuators. Ferner kann die Halterung 162 eine dieselbe durchdringende Ausnehmung 172 aufweisen, um ein Anbringen derselben an einem Gerät, das auch die Antriebseinheit enthält, beispielsweise unter Verwendung einer Schraubverbindung zu ermöglichen.

[0059] Entsprechend des in den Fig. 2a bis 2d gezeigten Aufbaus wurde ein Prototyp aufgebaut und erfolgreich experimentell getestet. Fig. 3 zeigt unterschiedliche Phasen eines mittels des Prototyps durchgeführten Dosiervorgangs, wobei jeweils der Polyimidschlauch 150 mit seinem Auslassende 180 gezeigt ist.

[0060] Fig. 4 zeigt die abgegebene Masse in Mikrogramm bei einer Anzahl von 1800 Dosiervorgängen unter Verwendung des Prototyps, wobei als zu dosierende Flüssigkeit Wasser verwendet wurde. Die mittlere Tropfenmasse betrug

22,57 μg , bei einer Standardabweichung σ von 0,35 μg . Der Polyimidschlauch hatte einen Durchmesser von 200 μm . Die in Fig. 4 dargestellte gravimetrische Messung der Reproduzierbarkeit belegt, dass mit dem erfindungsgemäßen Konzept eine Präzision erreicht werden kann, die zumindest der von herkömmlichen Dosiervorrichtungen entspricht und derselben sogar überlegen ist.

5 **[0061]** Bezug nehmend auf die Fig. 5a, 5b, 6a und 6b wird nachfolgend dargelegt, wie bei einer erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtung ein gewünschtes Dosiervolumen bzw. ein gewünschter Dosiervolumenbereich eingestellt werden kann.

10 **[0062]** In den Fig. 5a und 5b ist schematisch der Polymerschlauch 100 gezeigt, dessen Einlassöffnung 102 mit einem Flüssigkeitsreservoir 200 fluidmäßig verbunden ist, und dessen Auslassende 104 eine Ausstoßöffnung darstellt. Der aktive Bereich 112 sowie der Auslasskanal 114 und der Einlasskanal 116 sind durch die Position des Verdrängers 108 definiert. Bei der in Fig. 5a gezeigten Anordnung besitzen der Einlasskanal 116 und der Auslasskanal 114 im wesentlichen gleiche Längen x_1 und x_2 , so dass die fluidische Impedanz derselben bei angenommenem konstanten Querschnitt des Schlauchs 100 im wesentlichen identisch ist. Somit würde bei der gezeigten Form des Verdrängers 108', die keine Flussvorzugsrichtung zur Folge hat, eine durch den Verdränger 108' bewirkte Volumenverdrängung zur Folge haben, dass gleich große Flüsse in Richtung der Auslassöffnung 104 und der Einlassöffnung 102 fließen. Bei Vernachlässigung der fluidischen Kapazität der Schlauchleitung 100 würde somit das durch die Auslassöffnung 104 ausgestoßene Volumen halb so groß sein wie die durch den Verdränger 108' bewirkte Volumenverdrängung.

15 **[0063]** Gemäß Fig. 5b ist der Verdränger 108' in der Nähe der Auslassöffnung 104 angeordnet. Anders ausgedrückt ist die Länge x_1 des Einlasskanals 116 etwa fünfmal so groß wie die Länge des Auslasskanals x_2 . Somit ist die fluidische Impedanz des Einlasskanals 116 bei konstantem Querschnitt des Schlauchs 100 fünfmal so hoch wie der des Auslasskanals 114, so dass ein viel größerer Anteil der durch den Verdränger 108' bewirkten Volumenänderung einen Fluss in Richtung der Auslassöffnung 104 und somit einen Ausstoß durch dieselbe bewirkt.

20 **[0064]** Auf die oben angegebene Weise kann durch Änderung der Position des Verdrängers relativ zu der Fluidleitung 100 ein gewünschtes Dosiervolumen eingestellt werden. Ermöglicht ferner die Antriebseinrichtung des Verdrängers eine selektive Einstellung des Hubs desselben, d.h. eine selektive Einstellung der Bewegung desselben um unterschiedliche Entfernungen senkrecht zu der Fluidleitung, so dass der Verdränger abhängig von seiner Ansteuerung unterschiedliche Volumenänderungen bewirken kann, so kann die obige Einstellung der Position eine Einstellung eines gewünschten Dosiervolumenbereichs darstellen, während die endgültige Einstellung des gewünschten Dosiervolumens in dem eingestellten Dosiervolumenbereich durch eine entsprechende Ansteuerung des Verdrängers durchgeführt wird.

25 **[0065]** Erfindungsgemäß ist das an der Auslassöffnung abgegebene Dosiervolumen durch eine Änderung der Position des Verdrängers einstellbar, solange das Verhältnis der Flusswiderstände von Einlasskanal und Auslasskanal durch Änderung der Position des Verdrängers merklich geändert werden kann. Unter merklich soll dabei eine solche Änderung verstanden werden, die eine Änderung eines an der Auslassöffnung abgegebenen Dosiervolumens um zumindest 10% zur Folge hat, wobei der tatsächliche Einstellbereich davon abhängen wird, über welchen Bereich die Position des Verdrängers eingestellt werden kann. Dabei können unter Verwendung der erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtungen auch Änderungen des abgegebenen Dosiervolumens um 50% und darüber durch Änderung der Position des Verdrängers realisiert werden. Diese erfindungsgemäße Einstellbarkeit des Verhältnisses der Flusswiderstände von Einlasskanal und Auslasskanal ist erfindungsgemäß vorzugsweise dadurch möglich, dass zwischen Dosierkammer, d. h. aktivem Bereich, und Einlasskanal bzw. Auslasskanal keine sprunghaften Querschnittsänderungen stattfinden. Bei noch bevorzugteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung ist der Querschnitt der Fluidleitung vom Segment der Verdrängung, d. h. dem aktiven Bereich, bis zur Auslassöffnung im Ruhezustand konstant. Weiterhin besitzt bei bevorzugten Ausführungsbeispielen die gesamte Fluidleitung zwischen Flüssigkeitsreservoir und Auslassöffnung einen im wesentlichen konstanten Querschnitt.

30 **[0066]** Eine zweite Möglichkeit, wie erfindungsgemäß ein gewünschtes Dosiervolumen bzw. ein gewünschter Dosiervolumenbereich eingestellt werden kann, ist den Fig. 6a und 6b zu entnehmen. Gemäß Fig. 6a weist der Verdränger 108' eine Länge l_1 entlang des Schlauchs 100 auf, während gemäß Fig. 6b ein Verdränger 208 eine Länge l_2 entlang des Schlauchs 100 aufweist. Die Länge l_2 ist größer als die Länge l_1 , so dass der Verdränger 208 bei gleichem Hub eine größere Volumenänderung der Fluidleitung 100 ermöglicht. Somit kann erfindungsgemäß durch eine Änderung der Länge des Verdrängers entlang der Fluidleitung bei gleichbleibendem Hub ein gewünschtes Dosiervolumen oder, ähnlich den obigen Erläuterungen, ein gewünschter Dosiervolumenbereich eingestellt werden.

35 **[0067]** Die vorliegende Erfindung schafft somit eine Mikrodosiervorrichtung, die eine mit einem zu dosierenden Medium gefüllte Fluidleitung aufweist, deren eines Ende mit einem Fluidreservoir verbindbar ist und an deren anderem Ende sich eine Auslassöffnung befindet, sowie eine Betätigungseinrichtung, durch die das Volumen eines bestimmten Segmentes der Fluidleitung zeitlich verändert werden kann, so dass durch die Volumenänderung Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder als freifliegender Strahl an der Auslassöffnung abgegeben wird. Erfindungsgemäß kann die gesamte Fluidleitung durch einen flexiblen Polymerschlauch gebildet sein. Alternativ kann nur das angesprochene bestimmte Segment durch einen flexiblen Polymerschlauch gebildet sein, während Zuleitung und Ableitung von diesem Segment durch eine starre Fluidleitung gebildet sind.

[0068] Wie oben ausgeführt wurde, findet erfindungsgemäß die Verdrängung an einem elastischen Segment der Fluidleitung statt. Vorzugsweise kann das elastische Segment in der Fluidleitung, beispielsweise der flexible Polymer-schlauch bzw. die Membran, nach einer Betätigung von alleine dem Ausgangszustand wieder einnehmen, so dass der Verdränger nicht fest mit der Fluidleitung verbunden sein muss, so dass die Fluidleitung als einfaches Einwegbauteil

5

ausgeführt sein kann.
[0069] Die vorliegende Erfindung umfasst auch Tropfengeneratoren, bei denen mehrere erfindungsgemäße Mikro-dosiervorrichtungen parallel angeordnet werden. Solche parallel angeordneten Mikrodosiervorrichtungen können separ- at angesteuert werden, um jeweils unterschiedliche Flüssigkeiten oder gleiche Flüssigkeiten zu dosieren. Alternativ kann ein Tropfengenerator mehrere Fluidleitungen aufweisen, die gleichzeitig durch einen Verdränger angesteuert werden, so dass durch dieselben gleiche oder unterschiedliche Flüssigkeiten dosiert werden können. Zu diesem Zweck können die Einlassenden der unterschiedlichen Fluidleitungen mit den gleichen oder unterschiedlichen Flüssigkeitsre- servoiren verbunden sein.

10

[0070] Eine erfindungsgemäße Mikrodosiervorrichtung kann somit aus einem oder mehreren Mikrotropfenerzeugern bestehen, die jeweils ein mit einem zu dosierenden Medium gefüllte (elastische) fluidische Leitung aufweisen, deren eines Ende eine Einlassöffnung aufweist, welche mit einem Flüssigkeitsreservoir verbunden ist, und an deren anderem Ende sich eine Auslassöffnung befindet, wobei zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung eine Druckdifferenz be- stehen kann und einer Betätigungseinrichtung, durch die das Volumen der Leitung zwischen Flüssigkeitsreservoir und Auslassöffnung zeitlich verändert werden kann, wobei in einer ersten Phase das fluidische Volumen zwischen Einlas- söffnung und Auslassöffnung mit ausreichender Geschwindigkeit von seinem anfänglichen Volumen auf ein kleineres

15

20

25

Volumen verringert wird, wodurch ein Mikrotropfen bzw. Mikrostrahl durch die Auslassöffnung ausgestoßen wird und ein Teil des verdrängten Volumens zur Einlassöffnung entweichen kann, wobei das Volumen des Mikrotropfens bzw. Mikrostrahls plus das durch die Einlassöffnung ins Reservoir zurückweichende Volumen im wesentlichen der durch die Betätigungseinrichtung herbeigeführten Volumenänderung entspricht, und einer zweiten Phase, in welcher das Volumen zwischen Einlassöffnung und Auslassöffnung wieder vergrößert wird, wodurch sich die fluidische Leitung durch Druck oder Kapillarkräfte getrieben wieder aus dem Reservoir befüllt.

[0071] Neben der bezugnehmend auf die Figuren 2a bis 2d beschriebenen Halterung kann auch eine automatisierte Halterung vorgesehen sein, die ein automatisches Einstellen der Position des Verdrängers zu der Fluidleitung beispiels- weise ansprechend auf ein Signal, dass einen gewünschten Dosiervolumenbereich bzw. ein gewünschtes Dosiervolu- men anzeigt, ermöglicht.

30

[0072] Unter Verwendung der erfindungsgemäßen Mikrodosiervorrichtungen werden somit vorzugsweise an einer Auslassöffnung, die in Kontakt mit der umgebenden Atmosphäre steht, einzelne freifliegende Mikrotropfchen erzeugt, um dadurch Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder freifliegender Strahl an der Auslassöffnung abzugeben. Dabei ermöglicht die vorliegende Erfindung das Ausstossen eines Tröpfchens bereits bei einem einzelnen Betätigungszyklus der Betätigungseinrichtung, während dem der Verdränger einmal eine Reduzierung des Volumens der Fluidleitung bewirkt, um dadurch das Tröpfchen auszustossen.

35

[0073] Die vorliegende Erfindung ermöglicht eine Einstellung des Dosiervolumens durch Einstellen des Hubs der Bewegungseinrichtung und/oder das Anordnen der Betätigungseinrichtung an einer vorbestimmten Position entlang des Abschnitts einer Fluidleitung. Zusätzlich kann ein Verdränger mit einer angepassten axialen Länge ausgewählt werden.

40

[0074] Bei Verwendung eines einstellbaren Hubes zum Einstellen des Dosiervolumens ist der Hub h der Betätigungs- einrichtung bzw. des Verdrängers variabel und kleiner als der Durchmesser des Schlauches, d.h. die Querschnittab- messung desselben in Richtung der Bewegung des Verdrängers der Betätigungseinrichtung.

[0075] In dem Fall, dass der gesamte Schlauchquerschnitt gequetscht wird, d.h. die Durchflussfläche im Wesentlichen auf Null gebracht wird, wie es bei der DE 4314343 C2 gefordert ist, wird das Tropfenvolumen durch die Ausdehnung des Hammers entlang der Schlauchachse und durch den Schlauchdurchmesser bestimmt. Durch das Zusammenquet- schen des Schlauches wird das gesamte im relevanten Schlauchabschnitt befindliche Volumen verdrängt. Näherungs- weise gilt für das verdrängte Volumen, welches dann - bei gleichbleibender sonstiger Anordnung - das Tropfenvolumen im Wesentlichen bestimmt:

50

$$V = \frac{a}{4} \cdot \pi d^2$$

55

[0076] Dabei stellt V das verdrängte Volumen dar, a die Länge des Verdrängers dar und d den Durchmesser des Schlauchs dar.

[0077] Demgegenüber spielt bei einem Verdränger mit einstellbarem Hub der Hub h , um welchen der Verdränger

bewegt wird, eine entscheidende Rolle. Dabei richtet sich das verdrängte Volumen nach dem Hub h und kann näherungsweise durch das Volumen eines seitlich beschnittenen Zylinders beschrieben werden:

$$V \approx \frac{d \cdot a}{24 \cdot h} \left(2 \sqrt{\frac{(d-h)h}{d^2}} (3d^2 - 4d \cdot h + 4h^2) - 3d \cdot (d - 2h) \operatorname{Ar} \cos \left(1 - \frac{2h}{d} \right) \right)$$

[0078] Dabei stellt h die Distanz dar, um die der Schlauch zusammengedrückt wird.

[0079] Durch diese Abhängigkeit des verdrängten Volumens V vom Hub h und dessen beschriebene Auswirkung auf das Tropfenvolumen ermöglicht die vorliegende Erfindung eine variable Einstellung des Dosiervolumens ohne einen Schlauch mit unterschiedlichem Durchmesser bzw. einem Verdränger mit unterschiedlichen Abmessungen verbinden zu müssen.

[0080] Erfindungsgemäß existiert ein Zusammenhang zwischen Volumenverdrängung und Tropfenerzeugung bzw. Tropfenvolumen bei einem einzelnen Dosiervorgang, so dass die vorliegende Erfindung auch ein Dosieren bei einer nicht periodischen Anregung ermöglicht. Dies ist unter anderem dann vorteilhaft, wenn gezielte nicht periodische Muster auf ein Substrat gedruckt werden sollen.

[0081] Bei den oben beschriebenen Ausführungsbeispielen ist die Betätigungseinrichtung jeweils ausgelegt, um eine Betätigung des Schlauchs ausgehend von einem ungequetschten Zustand desselben zu bewirken. Alternativ sind auch Ausführungsbeispiele möglich, bei denen der Schlauch in Standby-Modus teilweise oder vollständig abgequetscht, d.h. zusammengedrückt ist. Eine schematische Querschnittsdarstellung eines derartigen Ausführungsbeispiels ist in Fig. 10a gezeigt. Der Schlauch 100 liegt mit seiner Rückseite an einem Gegenhalteelement 300 an. Auf der gegenüberliegenden Seite des Schlauchs 100 ist ein Piezoaktor 302 an einer Halterung 304 einer Betätigungseinrichtung befestigt. Am vorderen Ende des Piezoaktors 302 ist ein Verdränger 306 angeordnet.

[0082] Bei der in Fig. 10a gezeigten Anordnung ist der Schlauch 100 im Standby-Modus vollständig abgequetscht. Der Dosierzyklus startet mit einem langsamen Zurückfahren des Piezoaktors 302, so dass der Querschnitt des Schlauchs 100 teilweise freigegeben wird. Während dieser Phase fließt Flüssigkeit aus dem Reservoir, mit dem der Schlauch 100 an dem der Auslassöffnung 104 gegenüberliegenden Ende 102 verbunden ist, in den vormals gequetschten Bereich, um das sich vergrößernde Schlauchvolumen zu kompensieren. Der eigentliche Dosiervorgang mit der Tropfenbildung am Auslassende 104 erfolgt dann mit dem schnellen Ausfahren des Piezoaktors 302, um das Schlauchvolumen wieder zu verringern. Das dosierte Volumen wird ebenso wie bei den oben beschriebenen Ausführungsformen durch den Stellweg des Piezoaktors 302 definiert und kann somit durch Variation der Betriebsspannung bzw. über die Variation des Lade- bzw. Entladestroms beim Piezoaktor 302 gesteuert werden. Vorteilhaft an der in der Fig. 10a gezeigten Konfiguration ist, dass der abgeklemmte Schlauch gegenüber dem normal offenen Schlauch eine deutlich geringere Verdunstungsrate an zu dosierendem Medium aufweist.

[0083] Die Ausführungsform beinhaltet also einen integrierten Verschlussmechanismus. Nachteilhaft ist jedoch, dass bei kommerziell verfügbaren, konventionellen Piezostapelaktoren der ausgefahrene Zustand des Piezoaktors derjenige Zustand ist, bei dem die elektrische Spannung angelegt ist. Beim Wegnehmen der elektrischen Spannung wird der Piezostapel kürzer, eingefahrener Zustand. Dies bedeutet in Konsequenz, dass das in Fig. 10a gezeigte Ausführungsbeispiel eines integrierten Verschlussmechanismus einen kontinuierlichen, wenn auch geringen, Energieverbrauch nach sich zieht. Um die Vorteile des integrierten Verschlussmechanismus voll nutzen zu können, ist es bei dem in Fig. 10a gezeigten Ausführungsbeispiel vorteilhaft, kontinuierlich eine elektrische Spannung anzulegen bzw. den Piezoaktor aufzuladen, auch wenn das Dosiersystem nicht in Gebrauch ist.

[0084] Ein integrierter Verschlussmechanismus mit einem reduzierten Energieverbrauch ist implementierbar, indem die Betätigungseinrichtung mit einer Vorspannungseinrichtung, beispielsweise einer Feder, versehen wird, die den Verdränger gegen den Polymerschlauch drückt, um im Standby-Modus eine teilweise oder vollständige Abquetschung des Schlauchs zu erreichen. Die Betätigungseinrichtung weist dann vorzugsweise einen Aktor auf, der angeordnet ist, um den Verdränger gegen die Kraft der Vorspannungseinrichtung zu bewegen und den Schlauchquerschnitt teilweise oder vollständig freizugeben.

[0085] Ein Ausführungsbeispiel für einen derartigen integrierten Verschlussmechanismus ist in Fig. 10b gezeigt. Der Schlauch 100 liegt wiederum gegen eine Gegenhaltevorrichtung 310 an. Eine Betätigungsvorrichtung umfasst bei diesem Ausführungsbeispiel eine Kombination einer Feder 312 und eines Piezostapelaktors 314. Die Betätigungsvorrichtung umfasst ferner einen Verdränger 316, der starr mit einer Betätigungsplatte 318 gekoppelt ist. Als beispielhafte Koppelvorrichtungen sind zwei Koppelstangen 320 und 322 in Fig. 10b gezeigt. Die Feder 312 liegt an ihrem rechtseitigen Ende an einem Gegenhalteelement 324 an und drückt im nicht-betätigten Zustand des Aktors 314 den Verdränger 316 gegen den Schlauch 100, um diesen abzuquetschen. Diese Ausführungsform ermöglicht die Realisierung einer Dosiervorrichtung, deren Schlauch bei ausgeschalteter elektrischer Versorgungsspannung gequetscht ist, so dass dieselbe

einen integrierten Verschlussmechanismus ohne kontinuierlichen Energieverbrauch besitzt.

[0086] Im ausgeschalteten Zustand wird durch die Feder der Verdränger 316 so auf den Schlauch 100 gedrückt, dass dieser an die Gegenhalterung 310 angedrückt und abgequetscht ist. Soll ein Dosiervorgang erfolgen, so wird der Piezoaktor 314 durch Anlegen einer elektrischen Spannung ausgefahren und somit der Verdränger 316 gegen die Federkraft zurückgestellt. Der Schlauch entspannt sich und die zu dosierende Flüssigkeit strömt aus dem Reservoir, das mit der Auslassöffnung 104 gegenüberliegenden Seite 102 des Schlauchs verbunden ist, ein. Durch schnelles Zurückfahren des Piezostapelaktors 318 wird der Schlauch 100 über die Feder 312, die hierzu ausreichend stark dimensioniert ist, wieder gequetscht. Die Feder ist steif genug dimensioniert, damit Flüssigkeit als freifliegender Strahl aus der Ausstoßöffnung 104 ausdosiert wird. Das dosierte Volumen wird wiederum durch den Stellweg des Piezoaktors definiert und kann somit durch Variation der Betriebsspannung bzw. über die Variation des Lade- bzw. Entladestroms beim Piezostapelaktor gesteuert werden.

[0087] An dieser Stelle sei festgehalten, dass die Bezug nehmend auf die Figuren 10a und 10b erläuterten Ausführungsbeispiele auch funktionieren, wenn der Schlauch dabei nicht vollständig abgequetscht wird.

[0088] Bei den Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung, bei denen das Dosiervolumen über den einstellbaren Hub des Verdrängers bzw. der Betätigungseinrichtung eingestellt wird, wird der Verdränger zwischen einer ersten Endstellung und einer zweiten Endstellung bewegt, wobei der Polymerschlauch in der ersten Endstellung oder der zweiten Endstellung teilweise zusammengedrückt ist. Die erste Endstellung definiert dabei ein größeres Schlauchvolumen als die zweite Endstellung, so dass durch ein Bewegen des Verdrängers aus der ersten Endstellung in die zweite Endstellung Flüssigkeit aus dem Ausstoßende ausdosiert wird. Die erste Endstellung kann dann dabei einen vollständig entspannten Zustand des Schlauchs definieren oder einen teilweise zusammengedrückten Zustand desselben. Die zweite Endstellung kann einen teilweise zusammengedrückten Zustand oder einen vollständig zusammengedrückten Zustand des Polymerschlauchs umfassen. Anders ausgedrückt wird bei den erfindungsgemäßen Ausführungsbeispielen, bei denen das Dosiervolumen durch einen einstellbaren Hub der Betätigungseinrichtung einstellbar ist, die Schlauchwand durch die Betätigungseinrichtung bzw. den Verdränger über einen Teil des lichten Querschnitts des flexiblen Polymerschlauchs bewegt. Im Gegensatz dazu wird bei einem vollständigen Abquetschen des Schlauchs aus einem nicht zusammengequetschten Zustand zu einem vollständig zusammengequetschten Zustand die Schlauchwand über den gesamten lichten Querschnitt des Schlauchs bewegt.

[0089] Auch die in den Figuren 10a und 10b gezeigten Ausführungsbeispiele können derart implementiert sein, dass die Position der Betätigungseinrichtung variierbar ist, um dadurch das aus der Auslassöffnung abgegebene Dosiervolumen variieren zu können.

Patentansprüche

1. Mikrodosiervorrichtung mit folgenden Merkmalen:

einer Fluidleitung (100; 150), die einen flexiblen Schlauch aufweist, mit einem ersten Ende (102) zum Verbinden mit einem Flüssigkeitsreservoir (200), und einem zweiten Ende, an dem sich eine Auslassöffnung (104) befindet; und

einer Betätigungseinrichtung, die einen Verdränger (108; 108'; 208; 306; 316) mit einstellbarem Hub aufweist, durch den das Volumen eines Abschnitts des flexiblen Schlauchs veränderbar ist, um dadurch durch Bewegen des Verdrängers (108; 108'; 208; 306; 316) zwischen einer ersten Endstellung und einer zweiten Endstellung Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder als freifliegender Strahl an der Auslassöffnung (104) abzugeben, wobei der Schlauch zumindest in der ersten Endstellung oder der zweiten Endstellung teilweise zusammengedrückt ist.

2. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 1, bei der der flexible Schlauch aus Polyimid besteht.

3. Mikrodosiervorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, bei der der flexible Schlauch zumindest einen Abschnitt, in dem derselbe keine sprunghaften Querschnittsänderungen aufweist, aufweist, so dass durch Ändern der Position der Betätigungseinrichtung (108; 108'; 164; 208) entlang des Abschnitts ein Verhältnis einer fluidischen Impedanz zwischen der Position der Betätigungseinrichtung und der Auslassöffnung (104) zu einer fluidischen Impedanz zwischen dem ersten Ende (102) und der Position der Betätigungseinrichtung variierbar ist, so dass ein an der Auslassöffnung (104) abgegebenes Dosiervolumen um zumindest 10% variierbar ist.

4. Mikrodosiervorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei der durch den Verdränger (108; 108'; 208; 306; 316) der Schlauch über eine vorbestimmte Länge komprimierbar ist, um die Volumenänderung des Schlauchs zu bewirken.

EP 1 654 068 B1

5. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 4, bei der der Verdränger (108) eine Form aufweist, um eine bezüglich des Schlauchs axial asymmetrische Volumenänderung zu bewirken.
- 5 6. Mikrodosiervorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, die ferner eine Einrichtung (150, 152, 162) zum Halten der Betätigungseinrichtung an einer oder der Position entlang des Schlauchs aufweist.
7. Mikrodosiervorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, die eine Vorspannungseinrichtung (312) aufweist, um den Schlauch durch den Verdränger (316) in einen vollständig oder teilweise zusammengedrückten Zustand vorzuzuspannen.
- 10 8. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 7, bei der die Betätigungseinrichtung einen Aktor (314, 320, 322) aufweist, der angeordnet ist, um den Verdränger (316) gegen die Vorspannung der Vorspannungseinrichtung (312) zu bewegen.
- 15 9. Mikrodosiervorrichtung mit folgenden Merkmalen:
- einer Fluidleitung (100; 150) mit einem ersten Ende (102) zum Verbinden mit einem Flüssigkeitsreservoir (200) und einem zweiten Ende, an dem sich eine Auslassöffnung (104) befindet, wobei die Fluidleitung (100; 150) einen flexiblen Abschnitt aufweist, entlang dem ein Querschnitt der Fluidleitung veränderbar ist, um eine Änderung des Volumens der Fluidleitung zu bewirken;
- 20 einer Betätigungseinrichtung (108; 108'; 164; 208), die an einer Position entlang des Abschnitts der Fluidleitung angeordnet ist, zum Bewirken einer Änderung des Volumens der Fluidleitung, um dadurch Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder freifliegender Strahl aus der Auslassöffnung (104) abzugeben,
- wobei ein Verhältnis einer fluidischen Impedanz zwischen der Position der Betätigungseinrichtung (108; 108'; 164; 208) und der Auslassöffnung (104) zu einer fluidischen Impedanz zwischen dem ersten Ende (102) und der Fluidleitung (100; 150) und der Position der Betätigungseinrichtung durch Ändern der Position der Betätigungseinrichtung variierbar ist, so dass ein an der Auslassöffnung (104) abgegebenes Dosiervolumen dadurch um zumindest um 10% variierbar ist.
- 30 10. Mikrodosiervorrichtung gemäß Anspruch 9, bei der die Betätigungseinrichtung einen Verdränger (108; 108'; 164; 208) aufweist, durch den der Abschnitt der Fluidleitung (100; 150) über eine vorbestimmte Länge komprimierbar ist, um die Volumenänderung des Abschnitts der Fluidleitung zu bewirken.
- 35 11. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 10, bei der der Verdränger (108) eine Form aufweist, um eine bezüglich des Abschnitts der Fluidleitung (100; 150) axial asymmetrische Volumenänderung zu bewirken.
12. Mikrodosiervorrichtung gemäß einem der Ansprüche 9 bis 11, die ferner eine Einrichtung (150, 152, 162) zum Halten der Betätigungseinrichtung an der Position entlang des Abschnitts der Fluidleitung aufweist.
- 40 13. Mikrodosiervorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 12, bei der die Fluidleitung (100; 150) zwischen dem ersten Ende (102) und der Ausstoßöffnung (104) im Ruhezustand keine sprunghaften Querschnittsänderungen aufweist.
- 45 14. Mikrodosiervorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 12, bei der die Fluidleitung (100; 150) zwischen dem ersten Ende (102) und der Auslassöffnung (104) im Ruhezustand einen im wesentlichen konstanten Querschnitt aufweist.
15. Mikrodosiervorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 14, die ferner eine Einrichtung zum Beaufschlagen der Fluidleitung mit einer Druckdifferenz aufweist.
- 50 16. Mikrodosiervorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 15, bei der die Fluidleitung (100; 150) eine solche Querschnittsfläche aufweist, dass eine zu dosierende Flüssigkeit durch Kapillarkräfte durch dieselbe bewegt werden kann.
- 55 17. Mikrodosiervorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 16, die eine Mehrzahl von jeweiligen Fluidleitungen aufweist, so dass gleichzeitig oder nacheinander mehrere gleiche oder unterschiedliche Flüssigkeiten abgegeben werden können.
18. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 17, die eine Betätigungseinrichtung zum gleichzeitigen Bewirken der Volu-

menänderung der Mehrzahl von Fluidleitungen aufweist.

19. Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 18, bei der die Betätigungseinrichtung ein gemeinsamer Verdränger ist.

5 20. Verfahren zur dosierten Abgabe von Flüssigkeiten, mit folgenden Schritten:

10 Befüllen einer Fluidleitung (100; 150), die einen flexiblen Schlauch aufweist, mit einer zu dosierenden Flüssigkeit; Bewirken einer Volumenänderung eines Abschnitts des flexiblen Schlauchs durch einen Verdränger (108; 108'; 208; 306; 316) mit einstellbarem Hub, um dadurch durch Bewegen des Verdrängers (108; 108'; 208; 306; 316) zwischen einer ersten Endstellung und einer zweiten Endstellung Flüssigkeit als freifliegende Tröpfchen oder als freifliegender Strahl an einer Auslassöffnung (104) der Fluidleitung (100; 150) abzugeben, wobei der Schlauch zumindest in der ersten Endstellung oder der zweiten Endstellung teilweise zusammengedrückt ist.

15 21. Verfahren gemäß Anspruch 20, das ferner den Schritt des Bereitstellens eines Verdrängers (108; 108'; 164; 208) an einer Position entlang des Schlauchs aufweist, durch den der Schlauch über eine vorbestimmte Länge komprimierbar ist, um die Volumenänderung des Abschnitts desselben zu bewirken.

20 22. Verfahren gemäß Anspruch 21, bei dem die Fluidleitung (100; 150) ein erstes, mit einem Flüssigkeitsreservoir (200) verbundenes Ende (102) und ein zweites Ende, an dem sich die Auslassöffnung (104) befindet, aufweist, das ferner folgenden Schritt aufweist:

25 Auswählen der Position des Verdrängers entlang des Schlauchs, um ein Verhältnis einer fluidischen Impedanz zwischen der Position des Verdrängers (108; 108'; 164; 208) und der Auslassöffnung (104) zu einer fluidischen Impedanz zwischen dem ersten Ende (102) und der Position der Betätigungseinrichtung einzustellen, um dadurch durch das Bewirken der Volumenänderung ein gewünschtes Dosiervolumen an der Auslassöffnung (104) abzugeben.

30 23. Verfahren nach Anspruch 21 oder 22, das ferner einen Schritt des Auswählens eines Verdrängers (108; 108'; 164; 208) mit einer hinsichtlich des flexiblen Schlauchs axialen Länge aufweist, um unter Verwendung des Verdrängers die Volumenänderung zu bewirken und ein gewünschtes Dosiervolumen an der Auslassöffnung (104) abzugeben.

35 24. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 23, bei dem beim Schritt des Bewirkens der Volumenänderung eine hinsichtlich des flexiblen Schlauchs axial asymmetrische Volumenänderung durchgeführt wird, um in der Fluidleitung (100; 150) einen Flüssigkeitsfluss mit einer Vorzugsrichtung zu der Auslassöffnung (104) hin zu bewirken.

40 25. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 24, das ferner einen Schritt des Beaufschlagens der Fluidleitung (100; 150) mit einem statischen Druck aufweist.

45 26. Verfahren nach Anspruch 25, bei dem der statische Druck bezüglich des Auslassendes ein Überdruck ist, um beim Bewirken der Volumenänderung in der Fluidleitung (100; 150) einen Flüssigkeitsfluss mit einer Vorzugsrichtung zu der Auslassöffnung (104) hin zu bewirken und/oder um eine Wiederbefüllung nach einem Dosiervorgang zu unterstützen.

50 27. Verfahren nach Anspruch 25, bei dem der statische Druck bezüglich des Auslassendes ein Unterdruck ist, um ein Auslaufen von Flüssigkeit aus dem Auslassende zu verhindern, wenn keine Volumenänderung bewirkt wird.

55 28. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 27, das ferner nach dem Schritt des Bewirkens einer Volumenänderung einen Schritt des Rückgängigmachens der Volumenänderung, so dass der Schlauch in den Ausgangszustand zurückkehrt, aufweist, wobei während dieses Schritts eine kapillare Wiederbefüllung der Fluidleitung (100; 150) stattfindet.

29. Verfahren zum Einstellen eines gewünschten Dosiervolumens bei einem Dosiervorgang unter Verwendung einer Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 9, mit folgendem Schritt:

Anordnen der Betätigungseinrichtung (108; 108'; 164) an einer vorbestimmten Position entlang des Abschnitts der Fluidleitung (100; 150), so dass bedingt durch das sich dabei ergebende Verhältnis von fluidischen Impedanzen bei einem Schritt des Bewirkens einer Änderung des Volumens der Fluidleitung (100; 150) ein gewünschtes Dosiervolumen an der Auslassöffnung (104) abgegeben werden kann.

30. Verfahren zum Einstellen eines gewünschten Dosiervolumens bei einem Dosiervorgang unter Verwendung einer Mikrodosiervorrichtung nach Anspruch 10, mit folgendem Schritt:

5 Auswählen eines Verdrängers (108; 108'; 164; 208) mit einer axialen Länge (l_1 , l_2) bezüglich des Abschnitts der Fluidleitung (100; 150), die angepasst ist, um bei einem Schritt des Bewirkens einer Änderung des Volumens der Fluidleitung (100; 150) die Abgabe eines gewünschten Dosiervolumens an der Auslassöffnung (104) zu ermöglichen.

10 **Claims**

1. Microdosing apparatus, comprising:

15 a fluid conduit (100; 150) having a flexible tube with a first end (102) for connecting to a liquid reservoir (200) and a second end where an outlet opening (104) is located; and
an actuating device having a displacer (108; 108'; 208; 306; 316) with adjustable hub, by which the volume of a portion of the flexible tube can be changed, to thereby dispense liquid as free flying droplets or as free flying jet at the outlet opening (104) by moving the displacer (108; 108'; 208; 306; 316) between a first end position and a second end position, wherein the tube is partly compressed at least in the first end position or the second end position.

2. Microdosing apparatus according to claim 1, wherein the flexible tube consists of polyimide.

- 25 3. Microdosing apparatus according to claim 1 or 2, wherein the flexible tube has at least one portion wherein the same has no erratic cross section changes, so that by changing the position of the actuating device (108; 108'; 164; 208) along the portion, a ratio of a fluidic impedance between the position of the actuating device and the outlet opening (104) to a fluidic impedance between the first end (102) and the position of the actuating device is variable, so that the dosing volume output at the outlet opening (104) is variable by at least 10%.

- 30 4. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 3, wherein the tube can be compressed across a predetermined length by the displacer (108; 108'; 208; 306; 316) in order to effect the volume change of the tube.

- 35 5. Microdosing apparatus according to claim 4, wherein the displacer (108) has a form to effect an axially asymmetric volume change with regard to the tube.

6. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 5, further having a means (150, 152, 162) for holding the actuating device at one or the position along the tube.

- 40 7. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 6 having a biasing means (312) to bias the tube into a fully or partly compressed state through the displacer (316).

8. Microdosing apparatus according to claim 7, wherein the actuating device has an actuator (314, 320, 322), which is disposed to move the displacer (316) against the bias of the biasing means (312).

- 45 9. Microdosing apparatus, comprising:

50 a fluid conduit (100; 150) with a first end (102) for connecting to a fluid reservoir (100) and a second end where an outlet opening (104) is located, the fluid conduit (100; 150) having a flexible portion along which a cross section of the fluid conduit can be varied to effect a change of the volume of the fluid conduit;
an actuating device (108; 108'; 164; 208) disposed at a position along the portion of the fluid conduit for effecting a change of the volume of the fluid conduit to thereby dispense liquid as free flying droplets or free flying jet from the outlet opening (104),
wherein a ratio of a fluidic impedance between the position of the actuating device (108; 108'; 164; 208) and the outlet opening (104) to a fluidic impedance between the first end (102) and the fluid conduit (100; 150) and the position of the actuating device is variable by changing the position of the actuating device, so that a dosing volume dispensed at the outlet opening (104) is thereby variable by at least 10%.

10. Microdosing apparatus according to claim 9, wherein the actuating device has a displacer (108; 108'; 164; 208) by

which the portion of the fluid conduit (100; 150) can be compressed across a predetermined length to effect the volume change of the portion of the fluid conduit.

- 5
11. Microdosing apparatus according to claim 10, wherein the displacer (108) has a form to effect an axially asymmetric volume change with regard to the portion of the fluid conduit (100; 150).
12. Microdosing apparatus according to one of claims 9 to 11, further having a means (150, 152, 162) for holding the actuating device at the position along the portion of the fluid conduit.
- 10
13. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 12, wherein the fluid conduit (100; 150) has no erratic cross section changes between the first end (102) and the outlet opening (104) in the resting state.
14. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 12, wherein the fluid conduit (100; 150) has a substantially constant cross section between the first end (102) and the outlet opening (104) in the resting position.
- 15
15. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 14, further having a means for providing the fluid conduit with a pressure difference.
16. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 15, wherein the fluid conduit (100; 150) has such a cross section area that a liquid to be dosed can be moved through the same by capillary forces.
- 20
17. Microdosing apparatus according to one of claims 1 to 16, having a plurality of respective fluid conduits, so that several equal or different liquids can be dispensed simultaneously or successively.
- 25
18. Microdosing apparatus according to claim 17, having an actuating device for simultaneously effecting the volume change of the plurality of fluid conduits.
19. Microdosing apparatus according to claim 18, wherein the actuating device is a common displacer.
- 30
20. Method for dosed dispensing of liquids, comprising the steps of:
- filling a fluid conduit (100; 150) having a flexible tube with a liquid to be dosed;
effecting a volume change of a portion of the flexible tube by a displacer (108; 108'; 208; 306; 316) with adjustable hub, to thereby dispense liquid as free flying droplets or as free flying jet at an outlet opening (104) of the fluid conduit (100; 150) by moving the displacer (108; 108'; 208; 306; 316) between a first end position and a second end position, wherein the tube is partly compressed at least in the first end position or the second end position.
- 35
21. Method according to claim 20, further comprising the step of providing a displacer (108; 108'; 164; 208) at a position along the tube, by which the tube can be compressed across a predetermined length to effect the volume change of the portion of the same.
- 40
22. Method according to claim 21, wherein the fluid conduit (100; 150) has a first end (102) connected to a fluid reservoir (200) and a second end where the outlet opening (104) is located, further comprising the step of:
- 45
- selecting the position of the displacer along the tube to adjust a ratio of a fluidic impedance between the position of the displacer (108; 108'; 164; 208) and the outlet opening (104) to a fluidic impedance between the first end (102) and the position of the actuating device, to thereby dispense a desired dosing volume at the outlet opening (104) by effecting the volume change.
- 50
23. Method according to claim 21 or 22, further comprising a step of selecting a displacer (108; 108'; 164; 208) with a length axial with regard to the flexible tube, to effect the volume change by using the displacer and to dispense a desired dosing volume at the outlet opening (104).
- 55
24. Method according to one of claims 20 to 23, wherein in the step of effecting the volume change, a volume change axially asymmetric with regard to the flexible tube is performed to effect a fluid flow with a preferred direction towards the outlet opening (104) in the fluid conduit (100; 150).
25. Method according to one of claims 20 to 24, further comprising a step of providing the fluid conduit (100; 150) with

a static pressure.

5 26. Method according to claim 25, wherein the static pressure with regard to the outlet end is an overpressure to effect a fluid flow with a preferred direction towards the outlet opening (104) when effecting the volume change in the fluid conduit (100; 150), and/or to support a refill after a dosing process.

27. Method according to claim 25, wherein the static pressure with regard to the outlet end is a subpressure to prevent leaking of liquid from the outlet end when no volume change is effected.

10 28. Method according to one of claims 20 to 27, further comprising a step of reversing the volume change after the step of effecting a volume change, so that the tube returns to the initial state, wherein during this step a capillary refill of the fluid conduit (100; 150) takes place.

15 29. Method for adjusting a desired dosing volume during a dosing process by using a microdosing apparatus according to claim 9, comprising the step of:

disposing the actuating device (108; 108'; 164) at a predetermined position along the portion of the fluid conduit (100; 150), so that due to the resulting ratio of fluidic impedances in the step of effecting a change of the volume of the fluid conduit (100; 150), a desired dosing volume can be dispensed at the outlet opening (104).

20 30. Method for adjusting a desired dosing volume in a dosing process by using the microdosing apparatus according to claim 10, comprising the step of:

25 selecting a displacer (108; 108'; 164; 208) with an axial length (l_1, l_2) with regard to the portion of the fluid conduit (100; 150), which is adapted to allow dispensing of a desired dosing volume at the outlet opening (104) in the step of effecting a change of the volume of the fluid conduit (100; 150).

30 Revendications

1. Dispositif de microdosage aux caractéristiques suivantes :

35 un conduit à fluide (100 ; 150) présentant un flexible souple, avec une première extrémité (102) pour le raccordement à un réservoir à fluide (200), et une deuxième extrémité à laquelle se trouve une ouverture de sortie (104) ; et

40 un dispositif d'actionnement présentant un organe de refoulement (108 ; 108' ; 208 ; 306 ; 316) à course réglable par lequel peut être modifié le volume d'un segment du flexible souple, pour délivrer ainsi, par déplacement de l'organe de refoulement (108 ; 108' ; 208 ; 306 ; 316) entre une première position de fin de course et une deuxième position de fin de course, du liquide sous forme de gouttes libres ou de jet libre à l'ouverture de sortie (104), le flexible étant partiellement comprimé au moins dans la première position de fin de course ou la deuxième position de fin de course.

2. Dispositif de microdosage selon la revendication 1, dans lequel le flexible souple est réalisé en polyimide.

45 3. Dispositif de microdosage selon la revendication 1 ou 2, dans lequel le flexible souple présente au moins un segment dans lequel il ne présente pas de variations de section brusques, de sorte que par la modification de la position du dispositif d'actionnement (108 ; 108' ; 164 ; 208) le long du segment peut être varié un rapport entre une impédance fluidique entre la position du dispositif d'actionnement et l'ouverture de sortie (104) et une impédance fluidique entre la première extrémité (102) et la position du dispositif d'actionnement, de sorte qu'un volume de dosage délivré à l'ouverture de sortie (104) puisse être varié d'au moins 10%.

50 4. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel le flexible peut être comprimé sur une longueur prédéterminée par l'organe de refoulement (108 ; 108' ; 208 ; 306 ; 316), pour provoquer la variation de volume du flexible.

55 5. Dispositif de microdosage selon la revendication 4, dans lequel l'organe de refoulement (108) présente une forme pour provoquer une variation de volume axialement asymétrique par rapport au flexible.

EP 1 654 068 B1

6. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 5, présentant, par ailleurs, un dispositif (150, 152, 162) destiné à maintenir le dispositif d'actionnement en une ou la position le long du flexible.
- 5 7. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 6, présentant un dispositif de prétension (312), pour prétendre le flexible par l'organe de refoulement (316) à un état entièrement ou partiellement comprimé.
8. Dispositif de microdosage selon la revendication 7, dans lequel le dispositif d'actionnement présente un actionneur (314, 320, 322) qui est disposé de manière à déplacer l'organe de refoulement (316) à l'encontre de la prétension du dispositif de prétension (312).
- 10 9. Dispositif de microdosage aux caractéristiques suivantes :
- un conduit à fluide (100 ; 150) avec une première extrémité (102) pour le raccordement à un réservoir à fluide (200) et une deuxième extrémité à laquelle se trouve une ouverture de sortie (104),
- 15 le conduit à fluide (100 ; 150) présentant un segment souple le long duquel peut être variée une section du conduit à fluide, pour provoquer une variation du volume du conduit à fluide ;
- un dispositif d'actionnement (108 ; 108' ; 164 ; 208), qui est disposé en une position le long du segment du conduit à fluide, pour provoquer une variation du volume du conduit à fluide, pour délivrer ainsi le liquide sous
- 20 forme de gouttes libres ou de jet libre de l'ouverture de sortie (104),
- un rapport entre une impédance fluidique entre la position du dispositif d'actionnement (108 ; 108' ; 164 ; 208) et l'ouverture de sortie (104) et une impédance fluidique entre la première extrémité (102) et le conduit à fluide (100 ; 150) et la position du dispositif d'actionnement pouvant être varié en variant la position du dispositif d'actionnement, de sorte qu'un volume de dosage délivré à l'ouverture de sortie (104) puisse être varié d'au
- 25 moins 10%.
10. Dispositif de microdosage selon la revendication 9, dans lequel le dispositif d'actionnement présente un organe de refoulement (108 ; 108' ; 164 ; 208) par lequel le segment du conduit à fluide (100 ; 150) peut être comprimé sur une longueur prédéterminée, pour provoquer la variation de volume du segment du conduit à fluide.
- 30 11. Dispositif de microdosage selon la revendication 10, dans lequel l'organe de refoulement (108) présente une forme pour provoquer une variation de volume axialement asymétrique par rapport au segment du conduit à fluide (100 ; 150).
12. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 9 à 11, présentant, par ailleurs, un dispositif (150, 152, 162) destiné à maintenir le dispositif d'actionnement à la position le long du segment du conduit à fluide.
- 35 13. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 9 à 12, dans lequel le conduit à fluide (100 ; 150) ne présente, à l'état de repos, pas de variations de section brusques entre la première extrémité (102) et l'ouverture de sortie (104).
- 40 14. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 12, dans lequel le conduit à fluide (100 ; 150) présente, à l'état de repos, une section sensiblement constante entre la première extrémité (102) et l'ouverture de sortie (104).
15. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 14, présentant, par ailleurs, un dispositif destiné à soumettre le conduit à fluide à une différence de pression.
- 45 16. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 15, dans lequel le conduit à fluide (100 ; 150) présente une surface de section telle qu'un liquide à doser peut être déplacé à travers ce dernier par des forces capillaires.
- 50 17. Dispositif de microdosage selon l'une des revendications 1 à 16, présentant une pluralité de conduits à fluide respectifs, de sorte que puissent être délivrés, simultanément ou successivement, plusieurs liquides identiques ou différents.
18. Dispositif de microdosage selon la revendication 17, présentant un dispositif d'actionnement destiné à provoquer
- 55 simultanément la variation de volume de la pluralité de conduits à fluide.
19. Dispositif de microdosage selon la revendication 18, dans lequel le dispositif d'actionnement est un organe de refoulement commun.

EP 1 654 068 B1

20. Procédé pour délivrer des liquides de manière dosée, aux étapes suivantes consistant à :

remplir un conduit à fluide (100 ; 150) présentant un flexible souple avec un liquide à doser ;
provoquer une variation de volume d'un segment du flexible souple par un organe de refoulement (108 ; 108' ;
208 ; 306 ; 316) à course réglable, pour délivrer ainsi, par le déplacement de l'organe de refoulement (108 ;
108' ; 208 ; 306 ; 316) entre une première position de fin de course et une deuxième position de fin de course,
du liquide comme gouttes libres ou comme jet libre à une ouverture de sortie (104) du conduit à fluide (100 ;
150), le flexible étant partiellement comprimé au moins dans la première position de fin de course ou la deuxième
position de fin de course.

21. Procédé selon la revendication 20, présentant, par ailleurs, l'étape consistant à mettre à disposition un organe de
refoulement (108; 108' ; 164; 208) à une position le long du flexible par lequel le flexible peut être comprimé sur
une longueur prédéterminée, pour provoquer une variation de volume du segment de ce dernier.

22. Procédé selon la revendication 21, dans lequel le conduit à fluide (100 ; 150) présente une première extrémité (102)
connectée à un réservoir à fluide (200) et une deuxième extrémité à laquelle se situe l'ouverture de sortie (104),
présentant, par ailleurs, l'étape suivante consistant à :

sélectionner la position de l'organe de refoulement le long du flexible, pour régler un rapport entre l'impédance
fluidique entre la position de l'organe de refoulement (108 ; 108' ; 164 ; 208) et l'ouverture de sortie (104) et
une impédance fluidique entre la première extrémité (102) et la position du dispositif d'actionnement, pour
délivrer ainsi, en provoquant la variation de volume, un volume de dosage souhaité à l'ouverture de sortie (104).

23. Procédé selon la revendication 21 ou 22, présentant, par ailleurs, une étape consistant à sélectionner un organe
de refoulement (108 ; 108' ; 164 ; 208) avec une longueur axiale par rapport au flexible souple, pour provoquer la
variation de volume à l'aide de l'organe de refoulement et délivrer un volume de dosage souhaité à l'ouverture de
sortie (104).

24. Procédé selon l'une des revendications 20 à 23, dans lequel est réalisée, à l'étape consistant à provoquer la variation
de volume, une variation de volume axialement asymétrique par rapport au flexible souple, pour provoquer dans le
conduit à fluide (100 ; 150) un flux de liquide avec une direction préférée vers l'ouverture de sortie (104).

25. Procédé selon l'une des revendications 20 à 24, présentant, par ailleurs, une étape de soumission du conduit à
fluide (100 ; 150) à une pression statique.

26. Procédé selon la revendication 25, dans lequel la pression statique est, en ce qui concerne l'extrémité de sortie,
une surpression, pour provoquer, lors de la provocation de la variation de volume dans le conduit à fluide (100 ;
150), un flux de liquide avec une direction préférée vers l'ouverture de sortie (104) et/ou pour assister un nouveau
remplissage après une opération de dosage.

27. Procédé selon la revendication 25, dans lequel la pression statique est, par rapport à l'extrémité de sortie, une
dépression, pour éviter une sortie de liquide à l'extrémité de sortie lorsqu'il n'est pas provoqué de variation de volume.

28. Procédé selon l'une des revendications 20 à 27, présentant, par ailleurs, après l'étape consistant à provoquer une
variation de volume, une étape consistant à annuler la variation de volume, de sorte que le flexible retourne à l'état
de départ, pendant cette étape ayant lieu un nouveau remplissage capillaire du conduit à fluide (100 ; 150).

29. Procédé pour régler un volume de dosage souhaité dans une opération de dosage à l'aide d'un dispositif de micro-
dosage selon la revendication 9, avec l'étape suivante consistant à :

disposer le dispositif d'actionnement (108 ; 108' ; 164) en une position prédéterminée le long du segment du
conduit à fluide (100 ; 150), de sorte qu'il puisse, par suite du rapport en résultant entre les impédances fluidiques
dans une étape consistant à provoquer une variation du volume du conduit à fluide (100 ; 150), être délivré un
volume de dosage souhaité à l'ouverture de sortie (104).

30. Procédé pour régler un volume de dosage souhaité dans une opération de dosage à l'aide d'un dispositif de micro-
dosage selon la revendication 10, avec l'étape suivante consistant à :

EP 1 654 068 B1

sélectionner un organe de refoulement (108 ; 108' ; 164 ; 208) avec une longueur axiale (l_1 , l_2) par rapport au segment du conduit à fluide (100 ; 150) qui est adaptée de manière à permettre, dans une étape consistant à provoquer une variation du volume du conduit à fluide (100 ; 150), la délivrance d'un volume de dosage souhaité à l'ouverture de sortie (104).

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

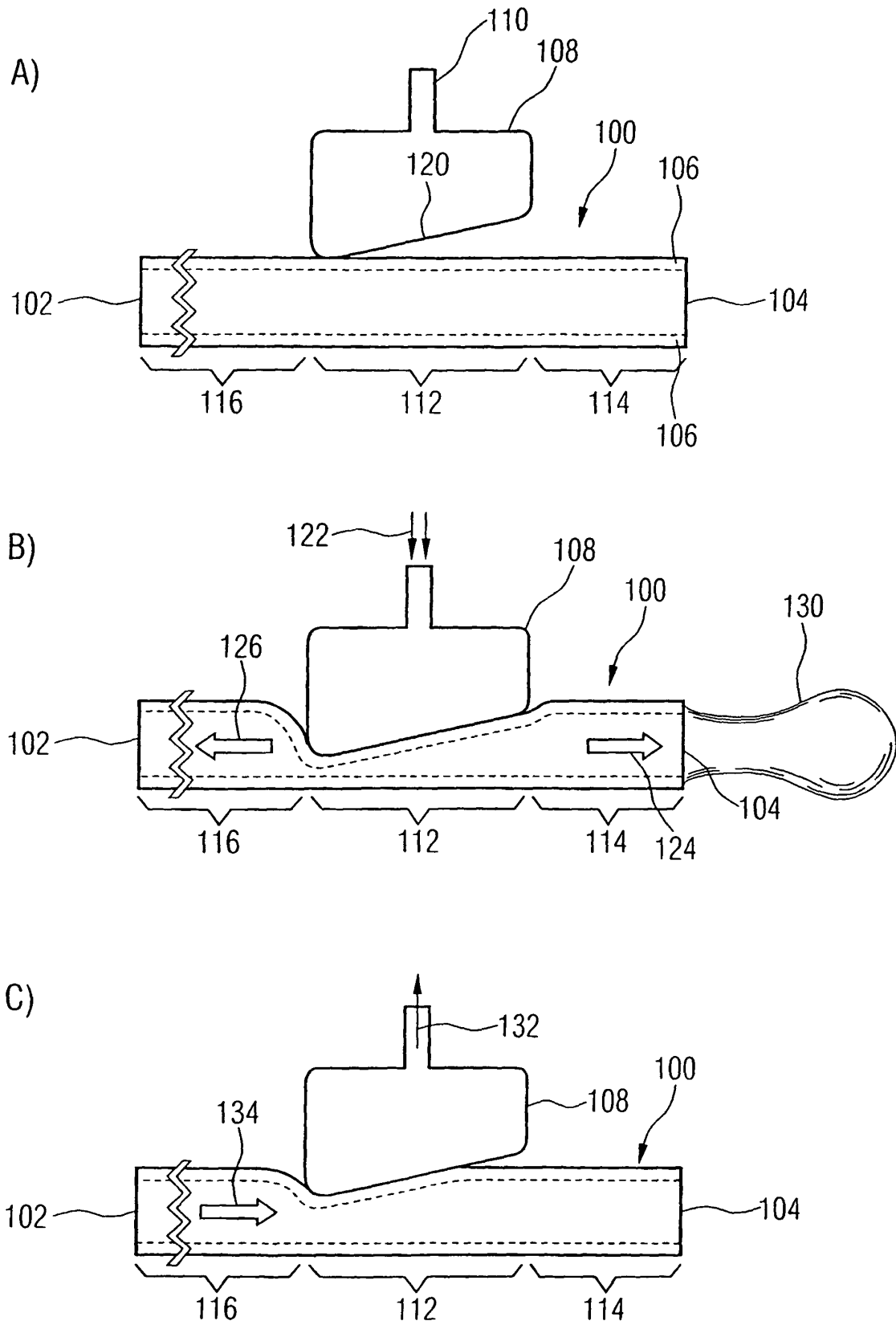


FIG 2

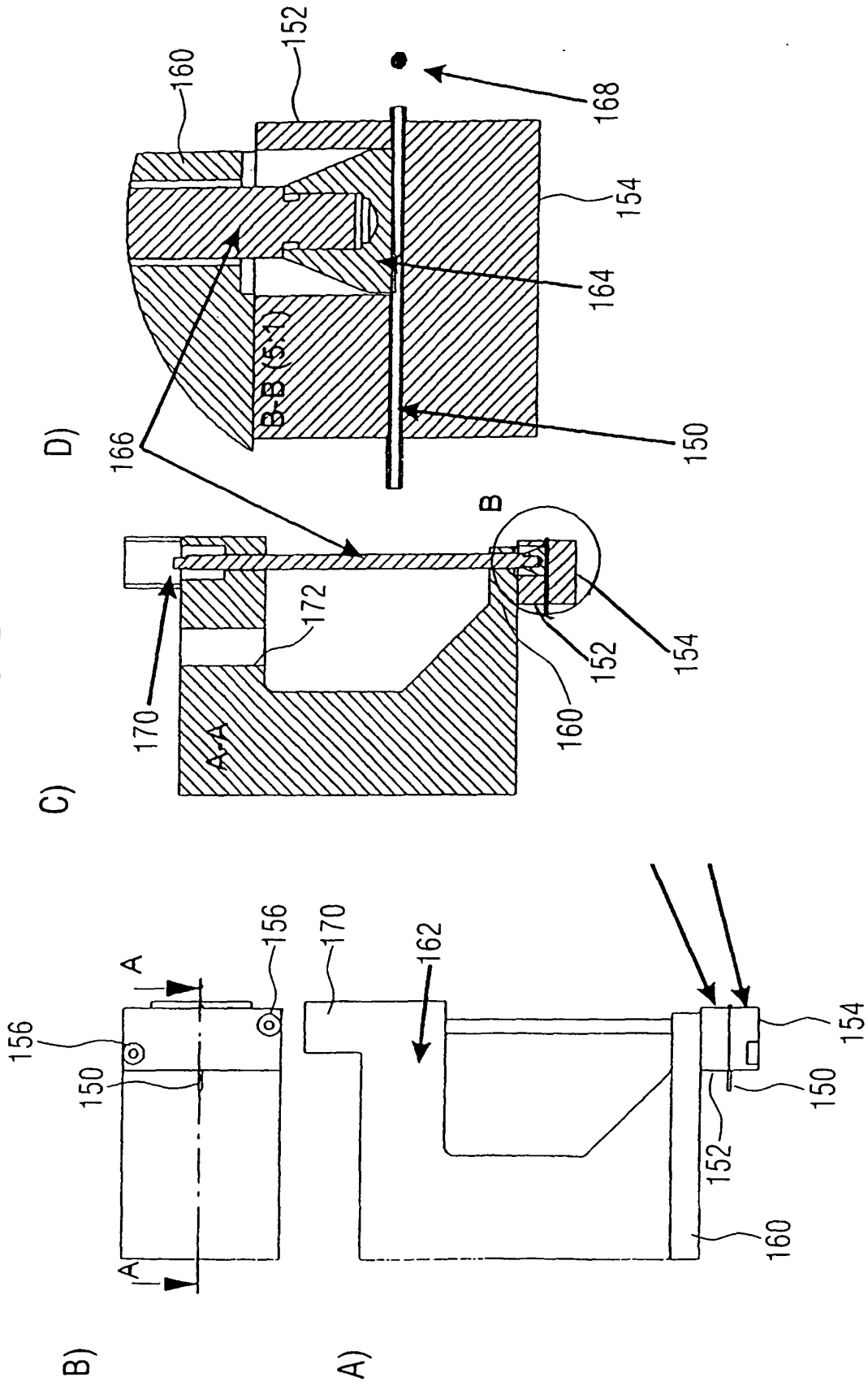


FIG 3

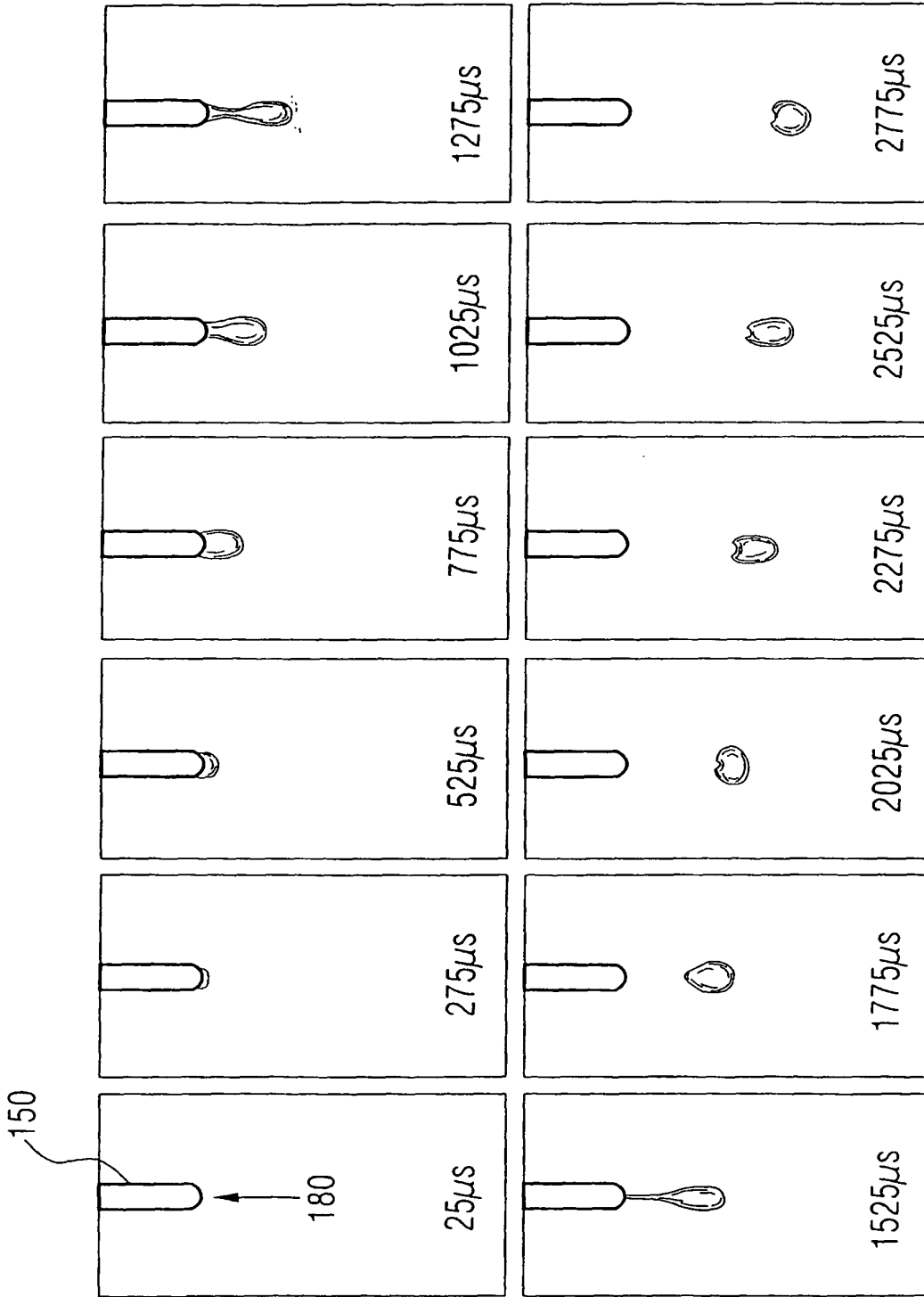
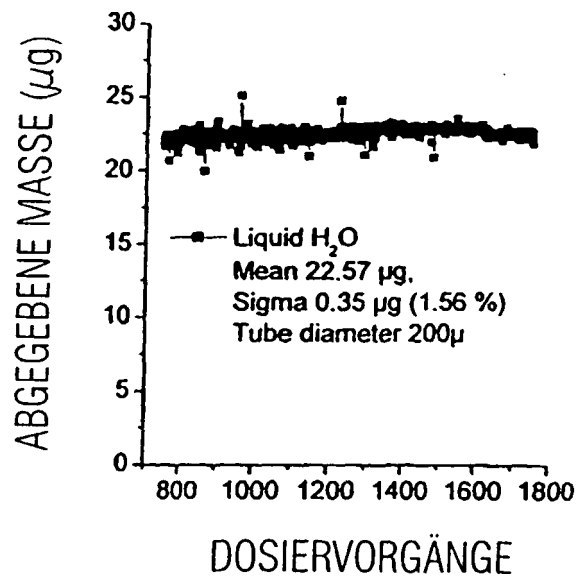


FIG 4



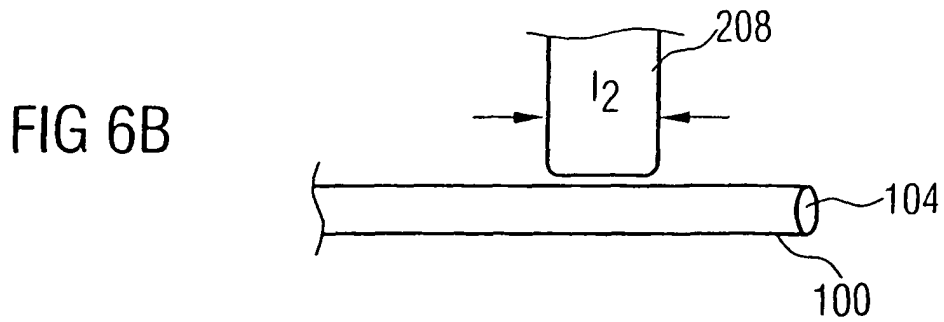
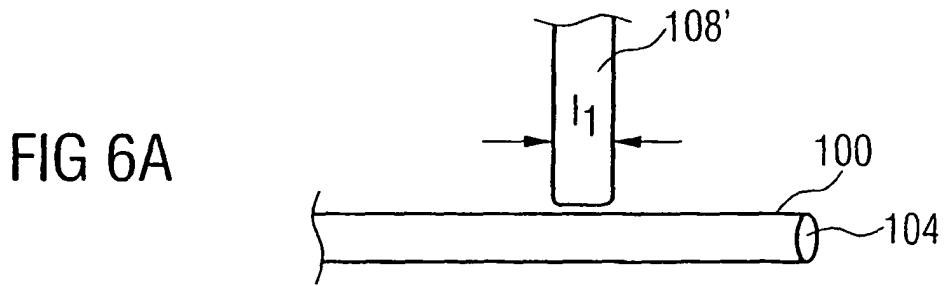
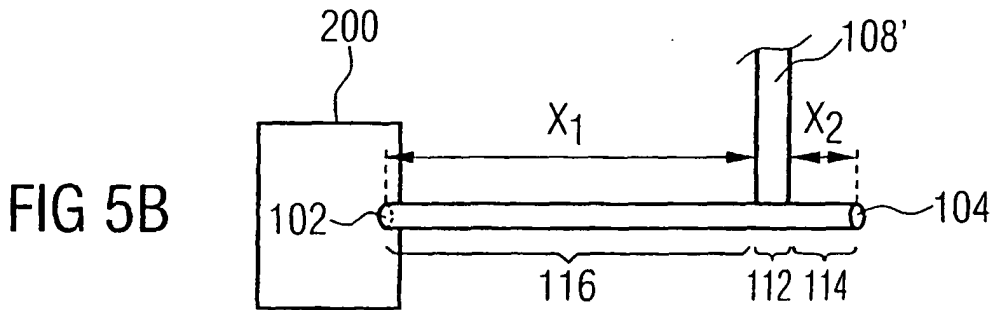
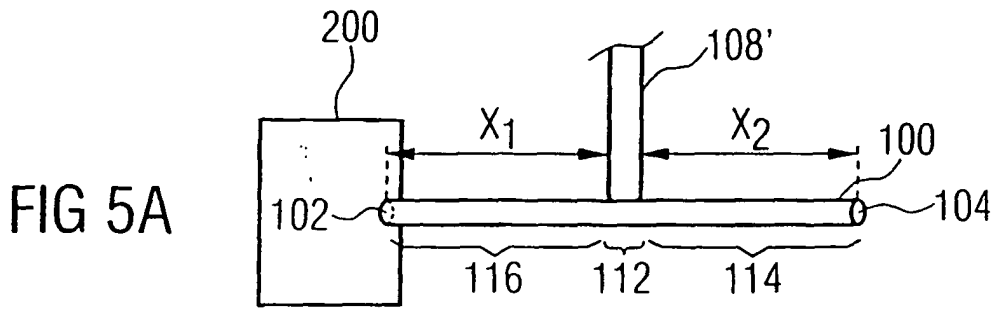


FIG 7

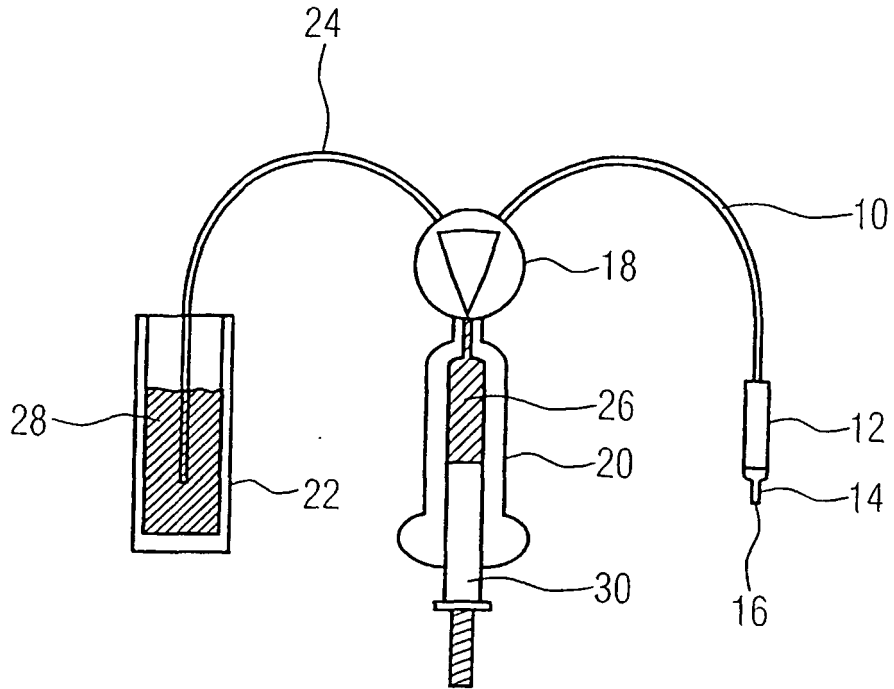


FIG 8

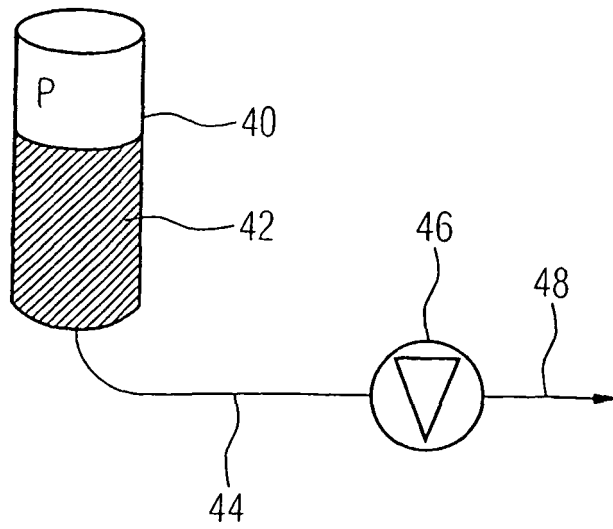


FIG 9A

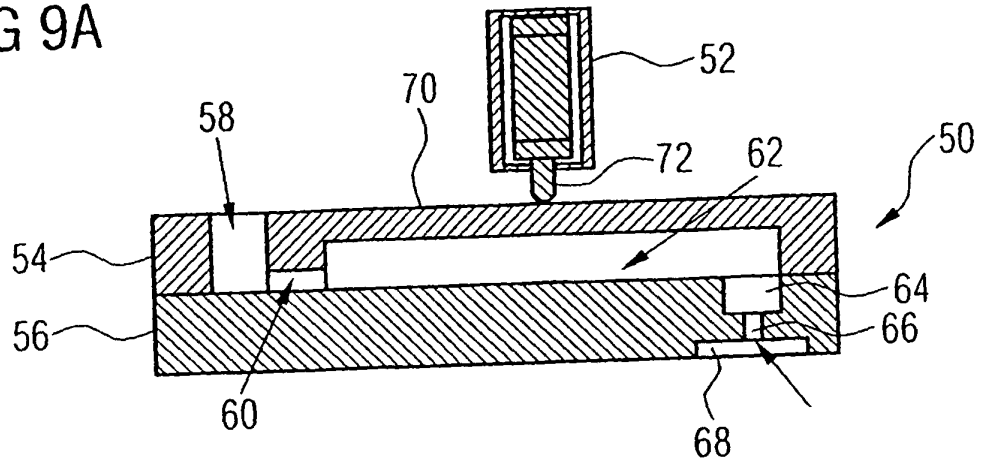


FIG 9B

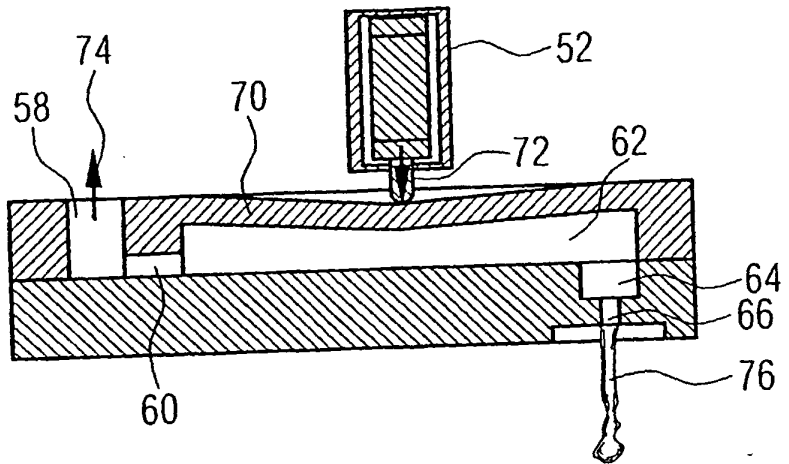
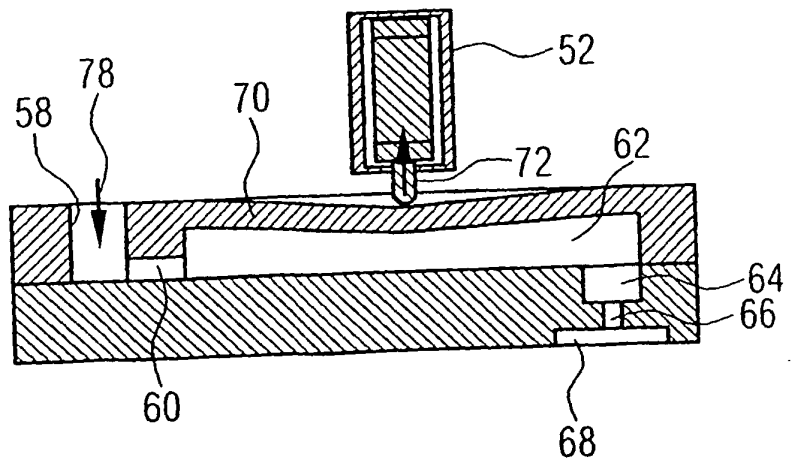


FIG 9C



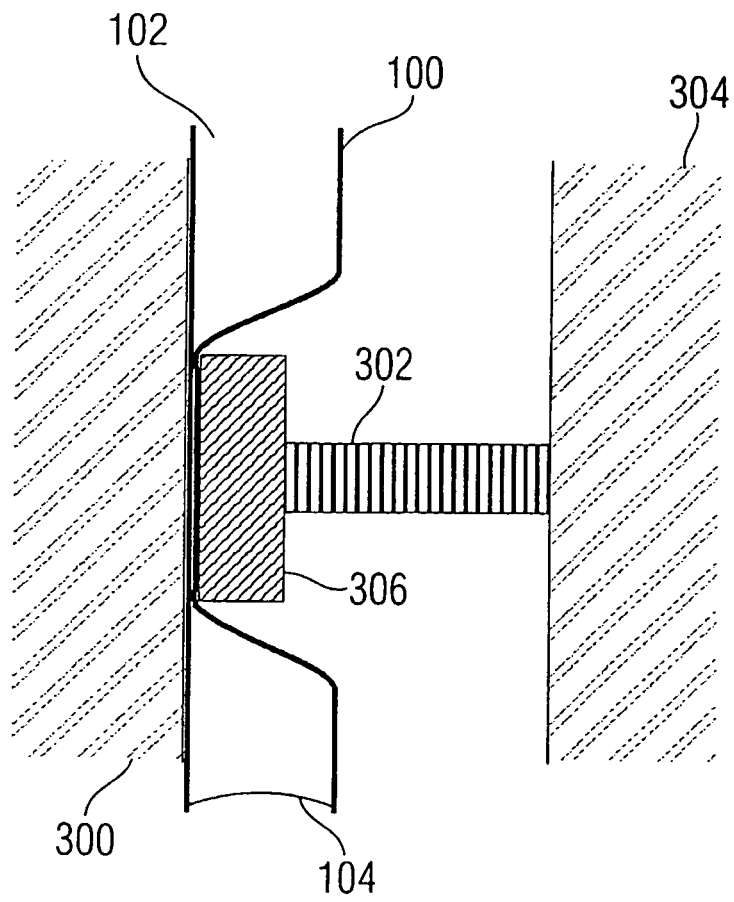


FIG. 10a

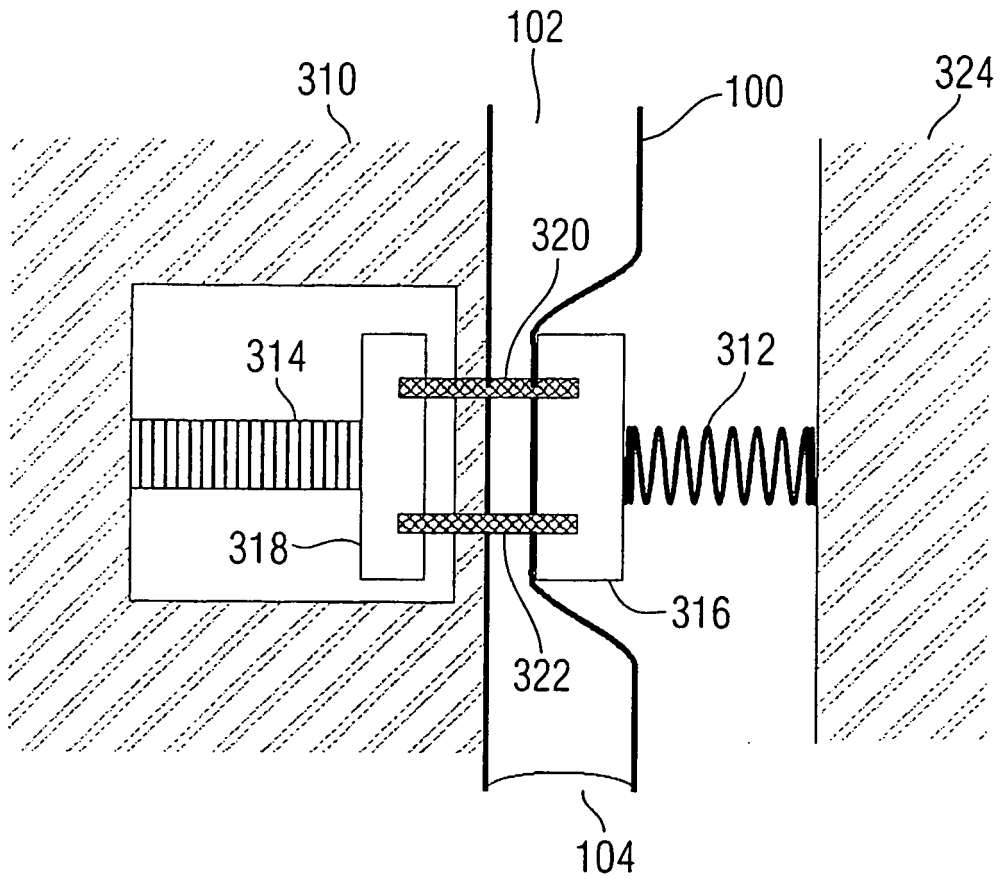


FIG. 10b