

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 11 月 15 日(15.11.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/153723 A1

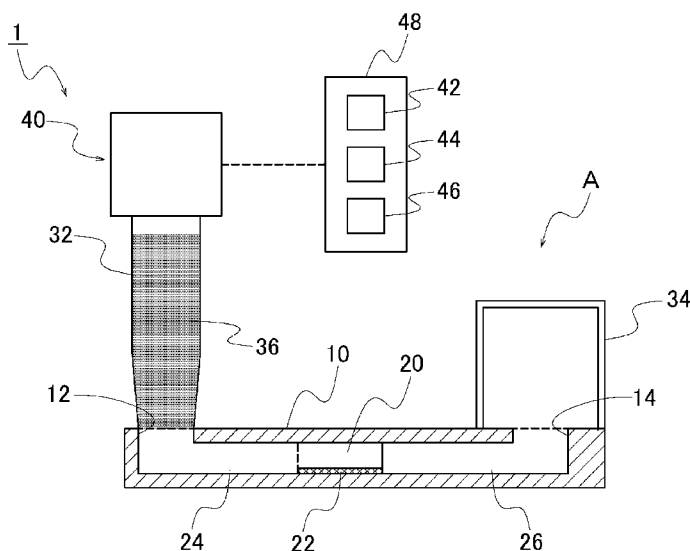
- (51) 国際特許分類:
G01N 35/08 (2006.01) G01N 33/543 (2006.01)
G01N 21/27 (2006.01) G01N 37/00 (2006.01)
G01N 21/64 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/061718
- (22) 国際出願日: 2012 年 5 月 8 日(08.05.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-104153 2011 年 5 月 9 日(09.05.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): コニカミノルタホールディングス株式会社 (KONICA MINOLTA HOLDINGS, INC.) [JP/JP]; 〒1000005 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山本 法明 (YAMAMOTO, Noriaki) [JP/JP]; 〒1000005 東京都千代田区丸の内一丁目 6 番 1 号 コニカミノルタホールディングス株式会社内 Tokyo (JP). 青木 洋一 (AOKI, Youichi) [JP/JP]; 〒1918511 東京都日野市さくら町 1 番地 コニカミノルタテクノロジーズセンター株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 S S I N P A T (SSINPAT PATENT FIRM); 〒1410031 東京都品川区西五反田七丁目 1 3 番 6 号 五反田山崎ビル 6 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: MICROCHIP LIQUID FEEDING SYSTEM

(54) 発明の名称: マイクロチップ送液システム

[図1]



(57) Abstract: [Problem] To provide a microchip liquid feeding system having high reaction efficiency and detection precision, even if the amount of liquid sample is small. [Solution] A microchip liquid feeding system (1): configured such that a fed liquid sample (36) repeatedly passes through a detection region (20), by a micropump (40) reciprocally feeding the liquid sample (36) to a flowpath assembly (A); comprising a liquid feed volume measurement means (42) that measures the amount of liquid fed from the micropump, and a liquid feed direction control means (44) that reverses the liquid feed direction of the micropump; and configured so as to use the liquid feed volume measurement means (42) to measure the volume of liquid fed from the micropump, and, if the measured liquid feed volume reaches a pre-set liquid feed volume, use the liquid feed direction control means (44) to reverse the liquid feed direction, such that the feed liquid sample repeatedly passes through the detection region, while the detection region (20) always remains full of the liquid sample (36).

(57) 要約:

[続葉有]



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

[課題]検体液が少量であっても、反応効率および検出精度の高いマイクロチップ送液システムを提供すること。[解決手段]マイクロポンプ(40)が検体液(36)を流路アセンブリ(A)に往復送液することにより、送液された検体液(36)が検出領域(20)を繰り返し通過するように構成されたマイクロチップ送液システム(1)であって、マイクロポンプからの送液量を計測する送液量計測手段(42)と、マイクロポンプの送液方向を反転させる送液方向制御手段(44)と、を備えており、送液量計測手段(42)によってマイクロポンプからの送液量を計測し、計測された送液量が予め設定された送液量に達した場合には、送液方向制御手段(44)によって送液方向を反転させることで、検出領域(20)が絶えず検体液(36)に満たされた状態のまま、送液された検体液が検出領域を繰り返し通過するように構成されている。

明 細 書

発明の名称：マイクロチップ送液システム

技術分野

[0001] 本発明は、マイクロチップ送液システムに関し、詳しくは、抗原抗体反応を利用した生体物質の検査・分析などに好適に用いられるマイクロチップ送液システムに関する。

背景技術

[0002] 従来より、極微少な物質の検出を行う場合において、物質の物理的現象を応用することでこのような物質の検出を可能とした様々な検体検出装置が用いられている。

[0003] このような検体検出装置の一つとしては、ナノメートルレベルなどの微細領域中で電子と光とが共鳴することにより、高い光出力を得る現象（表面プラズモン共鳴（SPR；Surface Plasmon Resonance）現象）を応用し、例えば生体内の極微少なアナライトの検出を行うようにした表面プラズモン共鳴装置（以下SPR装置とする）が挙げられる。

[0004] また、表面プラズモン共鳴（SPR）現象を応用した表面プラズモン励起増強蛍光分光法（SPFS；Surface Plasmon-field enhanced Fluorescence Spectroscopy）の原理に基づき、SPR装置よりもさらに高精度にアナライト検出を行えるようにした表面プラズモン増強蛍光分光測定装置（以下、SPFS装置とする）も、このような検体検出装置の一つである。

[0005] ところで、上述のような検体検出装置では、検出対象となるアナライト（抗原）を含有してなる検体液を予め用意しておき、これを微細流路に送液することで、微細流路内に設けられた反応場に固定されている抗体でアナライト（抗原）を捕捉するようになっている。なお、このような検体検出装置には、通常、微細流路内に検体液を送液するためのマイクロチップ送液システムが備えられている。

[0006] このようなマイクロチップ送液システムとしては、検体液が一回だけ反応

場を通過するように構成された、いわゆるワンパス型と呼ばれるもののほかに、検体液を往復させて繰り返し反応場を通過させるように構成された、いわゆる往復型と呼ばれるものがある（例えば特許文献 1， 2 を参照のこと）。

[0007] 図 1 1 は、従来の往復型のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

[0008] この従来のマイクロチップ送液システム 1 0 0 は、図 1 1 に示したように、微細流路 1 1 0 と、この微細流路 1 1 0 と接続されている一方側流通路 1 3 2 および他方側流通路 1 3 4 と、マイクロポンプ 1 4 0 とから構成されている。

[0009] 微細流路 1 1 0 の内部には、反応場 1 2 2 が形成されている検出領域 1 2 0 が形成されている。また、微細流路 1 1 0 の一方側の端部には第 1 の流出入孔 1 1 2 が形成されており、この第 1 の流出入孔 1 1 2 を介して、微細流路 1 1 0 と上述した一方側流通路 1 3 2 が通液可能に接続されている。また同様に、微細流路 1 1 0 の他方側の端部には第 2 の流出入孔 1 1 4 が形成されており、この第 2 の流出入孔 1 1 4 を介して、微細流路 1 1 0 と上述した他方側流通路 1 3 4 が通液可能に接続されている。

[0010] また、一方側流通路 1 3 2 の上端部には、上述したマイクロポンプ 1 4 0 が接続されている。そして、このマイクロポンプ 1 4 0 を稼働させることで、図 1 2 に示したように、一方側流通路 1 3 2 に収容されている検体液 1 3 6 を、微細流路 1 1 0 および他方側流通路 1 3 4 に向けて送液することができるようになっている。

[0011] また、このマイクロポンプ 1 4 0 は、一方側流通路 1 3 2 の空気を吸引することで、上述した送液方向とは逆の向きにも検体液 1 3 6 を送液することができるようになっている。すなわち、図 1 3 に示したように、一方側流通路 1 3 2 から他方側流通路 1 3 4 へと送液され、他方側流通路 1 3 4 に収容されている検体液 1 3 6 を、微細流路 1 1 0 および一方側流通路 1 3 2 に向けて送液することができるようになっている。

[0012] このように構成されている従来の往復型のマイクロチップ送液システム 100 においては、マイクロポンプ 140 の送液方向を繰り返し反転させることで、検体液 136 が検出領域 120 を繰り返し通過するようになっている。したがって、検体液 136 が少量の場合であっても、比較的効率よく、反応場 122 に所望量のアナライトを捕捉させることができるようになっている。

先行技術文献

特許文献

[0013] 特許文献1：特開 2006-90985 号公報

特許文献2：特開 2005-134372 号公報

特許文献3：国際公開 WO 2011/027851 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0014] しかしながら、上述した従来の往復型のマイクロチップ送液システム 100 は、図 12 や図 13 に示したように、検体液 136 の液量が少ない場合には、検体液 136 が検出領域 120 を通過した後に、検出領域 120 が空気に曝されてしまう。このため、その反応場 122 に固定されている抗体の活性が低下したり、抗体に気泡が付着したりして、反応効率が低下することがあった。

[0015] 特に、上述した特許文献 1 のマイクロチップ送液システムにおいては、検体液 136 の間に積極的に空気を介在させて送液するものであるため、このような問題が顕著に発生するものであった。

[0016] また、上述した特許文献 2 のマイクロチップ送液システムでは、所定の時間単位でマイクロポンプ 140 の送液方向を切り換えるものであり、この送液方向を切り換える時間を適当に設定することで、検出領域 120 に空気が浸入しないようにすることも考えられる。しかしながら、このように送液時間の設定によって送液方向の切り換えを制御しようとした場合には、微細流

路 1 1 0 や一方側流通路 1 3 2, 他方側流通路 1 3 4 の内部にある空気がダンパーとなって検体液 1 3 6 を止めて送液方向を切り換えるのに時間がかかり、送液方向を切り換えて再び送液を開始するタイミングにずれが生じる。このため、徐々に検体液 1 3 6 の往復位置が、検出領域 1 2 0 からずれてしまうことがあった。

[0017] このような問題に対処するため、本出願人らは先に出願した発明において、図 1 4 に示したように、一方側流通路 1 3 2 および他方側流通路 1 3 4 のそれぞれに、検体液 1 3 6 の液位を確認するための液位確認センサー 1 4 2, 1 4 4 を設置し、検体液 1 3 6 が所定の液位に達した場合に、マイクロポンプ 1 4 0 の送液方向を切り換えるように構成したマイクロチップ送液システムを提案している（特許文献 3）。

[0018] しかしながら、この特許文献 3 のマイクロチップ送液システムであっても、検体液 1 3 6 が少量の場合には、液位確認センサー 1 4 2, 1 4 4 によって検体液 1 3 6 の液位が検知されて送液方向が切り換えられる前に、検出領域 1 2 0 が空気に曝されてしまう。この問題を解消するには、液位確認センサー 1 4 2, 1 4 4 を微細流路 1 1 0 の検出領域 1 2 0 に出来るだけ近い位置に設置する必要がある。しかしながら、微細流路 1 1 0 に液位確認センサー 1 4 2, 1 4 4 を設置することは、設置スペース面から困難であるほか、マイクロチップ送液システムを SPR 装置や SPFS 装置などの検体検出装置に用いる場合において、その検体検出の妨げとなる恐れがある。

[0019] 本発明はこのような従来技術の課題に鑑みなされた発明であって、検体液が少量であっても、検出領域に空気が浸入することなく、検体液を往復送液することができ、したがって、バラツキが小さく高精度での検体検出が可能なマイクロチップ送液システムを提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

[0020] 本発明は、上述したような従来技術の課題を解決するために発明されたものであって、

本発明のマイクロチップ送液システムは、

特定の抗原と反応する抗体が固定された反応場が形成されている検出領域を有する微細流路を少なくとも備えてなる流路アッセンブリと、

前記流路アッセンブリと接続されるとともに、前記特定の抗原を含む検体液を往復送液するマイクロポンプと、を少なくとも備え、

前記マイクロポンプが検体液を往復送液することにより、送液された検体液が前記検出領域を繰り返し通過するように構成されたマイクロチップ送液システムであって、

前記マイクロチップ送液システムは、マイクロポンプからの送液量を計測する送液量計測手段と、マイクロポンプの送液方向を反転させる送液方向制御手段と、を備えており、

前記流路アッセンブリ内に検体液が充填され、前記検出領域を含む流路アッセンブリの一部区間が検体液によって満たされている状態において、前記マイクロポンプによって検体液を往復送液する際に、

前記送液量計測手段によってマイクロポンプからの送液量を計測し、計測された送液量が予め設定された送液量に達した場合には、前記送液方向制御手段によって送液方向を反転させることで、前記検出領域が検体液に満たされた状態のまま、送液された検体液が検出領域を繰り返し通過するように構成されていることを特徴とする。

[0021] このように、マイクロポンプからの送液量によって送液方向を制御するように構成すれば、微細流路に液位確認センサーなどを設置せずとも、検出領域が絶えず検体液に満たされた状態のまま、送液された検体液が検出領域に繰り返し通過するように構成することができる。したがって、検体液が少量であっても、検出領域に空気を浸入させることなく検体液を往復送液することができるため、バラツキが小さく高精度での検体検出が可能となる。

[0022] 上記発明において、

前記流路アッセンブリが、

一方側の端部に形成された第1の流出入孔と、他方側の端部に形成された第2の流出入孔と、を有する微細流路と、

前記第 1 の流出入孔を介して、前記微細流路と通液可能に接続された一方側流通路と、

前記第 2 の流出入孔を介して、前記微細流路と通液可能に接続された他方側流通路と、を少なくとも備えてなるとともに、

前記一方側流通路には、前記マイクロポンプが接続されている。

[0023] この際、上記発明において、

前記他方側流通路が、

前記微細流路の検出領域を通過した検体液を一時的に貯留するとともに、その貯留した検体液が攪拌されるように構成された混合部であることが望ましい。

[0024] このように、他方側流通路が上述したような混合部として構成されていれば、反応効率を低下させることなく、検体液を繰り返し往復送液させることができる。

[0025] また、本発明のマイクロチップ送液システムは、

表面プラズモン共鳴装置（SPR 装置）または表面プラズモン増強蛍光測定装置（SPFS 装置）に用いられるものであることが望ましい。

[0026] 上述した本発明のマイクロチップ送液システムは、表面プラズモン共鳴装置（SPR 装置）または表面プラズモン増強蛍光測定装置（SPFS 装置）に用いられるマイクロチップ送液システムとして、特に好適に用いられる。このような本発明のマイクロチップ送液システムを SPR 装置や SPFS 装置に用いることで、従来のマイクロチップ送液システムを備えた SPR 装置、SPFS 装置と比べて、反応効率が高く、個体間のバラツキの小さい高精度の検体検出装置とすることができる。

発明の効果

[0027] 本発明のマイクロチップ送液システムによれば、いわゆる往復型と呼ばれるマイクロチップ送液システムにおいて、検体液が少量であっても、検出領域に空気が浸入することなく検体液を往復送液することができ、したがって、バラツキが小さく高精度での検体検出が可能なマイクロチップ送液システ

ムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]図 1 は、本発明の第 1 の実施形態のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

[図2]図 2 は、本発明の第 1 の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図3]図 3 は、本発明の第 1 の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図4]図 4 は、本発明の第 2 の実施形態のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

[図5]図 5 は、本発明の第 2 の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図6]図 6 は、本発明の第 2 の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図7]図 7 は、本発明の第 3 の実施形態の実施形態のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

[図8]図 8 は、本発明の第 3 の実施形態の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図9]図 9 は、本発明の第 3 の実施形態の実施形態のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図10]図 10 は、本発明のマイクロチップ送液システムの変形例を示した概略図である。

[図11]図 11 は、従来の往復型のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

[図12]図 12 は、従来の往復型のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図13]図 13 は、従来の往復型のマイクロチップ送液システムにおける検体液の流れを説明するための模式図である。

[図14]図14は、従来の別のマイクロチップ送液システムを示した概略図である。

発明を実施するための形態

[0029] 以下、本発明の実施の形態について図面などを基に詳細に説明する。

[0030] <第1の実施形態>

図1は、本発明の第1の実施形態のマイクロチップ送液システム1を示した概略図である。

[0031] 本発明のマイクロチップ送液システム1は、図1に示したように、検出領域20を有する微細流路10と、この微細流路10の両端部に接続された一方側流通路32および他方側流通路34と、から構成される流路アッセンブリAを備えている。また、この流路アッセンブリAの一方側流通路32には、マイクロポンプ40が接続されている。

[0032] そして、後述するように、流路アッセンブリAに検体液36を充填し、この充填した検体液36をマイクロポンプ40によって流路アッセンブリAの内部において往復送液することで、送液された検体液36が検出領域20を繰り返し通過するように構成されている。

[0033] 微細流路10は、図1に示したように、検出領域20と、この検出領域20の一方側に連続して形成された一方側流路部24と、この検出領域20の他方側に連続して形成された他方側流路部26と、にその内部が区分される。

[0034] この微細流路10の断面形状および寸法は、特に限定されるものではないが、例えば、流路幅が0.5mm～3mmの範囲、流路高が50μm～500μmの範囲である矩形断面に形成される。また、微細流路10の流路長も特に限定されるものではないが、例えば、2mm～30mmの範囲、好ましくは2mm～20mmの範囲に形成される。

[0035] 検出領域20には、特定の抗原と特異的に反応する抗体が流路底面に固定されることで形成された反応場22が形成されている。そして、検体液36が検出領域20を通過すると、検体液36に含まれている特定の抗原（アナ

ライト) が、反応場 22 に固定されている抗体と特異的に反応して、反応場 22 に固定されている抗体に捕捉されるようになっている。

[0036] この反応場 22 の形成範囲は、所望量のアナライトが効率よく抗体に捕捉されるように、微細流路 10 の形状、および供給されるアナライトの量などを考慮して適宜設定されるものであり、特に限定されるものではないが、例えば、微細流路 10 の流路底面の全幅に渡って形成され、流路方向の長さは 1 mm ~ 3 mm の範囲に形成される。

[0037] また、図 1 に示したように、微細流路 10 の一方側流路部 24 の一方側の端部には、第 1 の流出入孔 12 が形成されている。また、微細流路 10 の他方側流路部 26 の他方側の端部には、第 2 の流出入孔 14 が形成されている。

[0038] これら第 1 の流出入孔 12 および第 2 の流出入孔 14 の断面形状および寸法についても、特に限定されるものではないが、例えば、上述した微細流路 10 の流路幅 $\phi 0.5 \text{ mm} \sim \phi 3 \text{ mm}$ と略同一の直径からなる円形状に形成される。

[0039] また、図 1 に示したように、一方側流路部 24 の一方側の端部には一方側流通路 32 が接続されている。そして、上述した第 1 の流出入孔 12 を介して、この一方側流通路 32 と微細流路 10 とが通液可能に接続されている。

[0040] この一方側流通路 32 は、往復送液される検体液 36 が流通可能に構成されていればよく、その形状等は特に限定されない。また、微細流路 10 と一体的に形成されていてもよく、また微細流路 10 とは別体に形成されたものが接続されていてもよい。本実施形態の一方側流通路 32 は、微細流路 10 とは別体に形成されたピペット 32 であり、微細流路 10 に対して着脱自在に構成されている。

[0041] また、図 1 に示したように、他方側流路部 26 の他方側の端部には他方側流通路 34 が接続されている。そして、上述した第 2 の流出入孔 14 を介して、この他方側流通路 34 と微細流路 10 とが通液可能に接続されている。

[0042] この他方側流通路 34 の形状等も特に限定されるものではないが、上述し

た第2の流出入孔14よりも大きな断面形状を有する混合部34として構成されていることが好ましい。このように構成されていれば、他方側流通路（混合部34）に流入した検体液36が攪拌されるため、検出領域20における反応効率を低下させることなく、検体液36を繰り返し往復送液することができる。

[0043] なぜなら、微細流路10を流れる検体液36は層流状態、すなわち流体の流線が常に略平行な状態で流れる。このため、混合部34が形成されていない場合には、常に同じ層の検体液36が反応場22に接触することとなり、検体液36の一部しか反応に寄与しないこととなる。これに対し、第2の流出入孔14よりも大きな断面形状を有する混合部34が形成されていれば、検体液36が混合部34に流入した際に、層流状態で流れていた検体液36の流れが乱れることで、混合部34の内部に一時的に貯留されている検体液36が攪拌される。したがって、検体液36が繰り返し検出領域20を通過しても、同じ層だけが反応場22に接触することにはならず、検体液36のほとんどが反応場22での反応に寄与することとなる。

[0044] また、上述した一方側流通路32の微細流路10とは反対側の端部には、マイクロポンプ40が接続されている。このマイクロポンプ40は、気体（または液体）を一方側流通路32に吐出および吸引することができるように構成された、例えばシリンジポンプであり、マイクロポンプ40からピペット32に気体（または液体）を吐出することで、後述するように、流路アッセンブリAの内部において、検体液36を一方側から他方側へと送液するように構成されている。また、マイクロポンプ40によって、ピペット32の気体（または液体）を吸引することで、流路アッセンブリAの内部において、検体液36を他方側から一方側へと送液するように構成されている。

[0045] また、図1に示したように、このマイクロポンプ40には、制御部48が接続されている。この制御部48は、マイクロポンプ40の送液量を計測する送液量計測手段42と、マイクロポンプ40の送液方向を反転させる送液方向制御手段44とを少なくとも有するとともに、マイクロポンプ40の送

液量として予め設定される送液量 Q_p を記憶しておく記憶手段46を有している。そして、送液量計測手段42によって、マイクロポンプ40の送液量を計測し、計測された送液量が記憶手段46に記憶されている送液量 Q_p に達すると、マイクロポンプ40の作動状態を吐出から吸引へ（または吸引から吐出へ）と切り換えるべく、送液方向制御手段44からマイクロポンプ40に命令が出されるようになっている。

[0046] なお、本発明のマイクロチップ送液システム1において、マイクロポンプ40の実施形態は上述したものに限定されない。例えば、吐出だけ可能なマイクロポンプや、吸引だけ可能なマイクロポンプを2台用意し、これら2台のマイクロポンプをそれぞれ流路アセンブリAの両端に接続することでも、流路アセンブリAの内部において、検体液36を往復送液することが可能である。

[0047] 次に、このようにして構成される本発明のマイクロチップ送液システム1における検体液36の流れについて、図2および図3を基に説明する。

[0048] 図2および図3は、本発明の第1の実施形態のマイクロチップ送液システム1における検体液36の流れを説明するための模式図である。なお、図中の矢印は、検体液36の送液方向を示している。

[0049] まず、図1に示した状態から、ピペット32に収容されている検体液36を微細流路10に充填し、その充填された検体液36の他方側の気液界面 g_1 が、検出領域20と他方側流路部26との境界に位置するように調整する。この充填作業は、例えばマイクロポンプ40を手動で制御するなどして行う。そして、図2の(a)に示したように、検出領域20が検体液36によって満たされた初期状態にする。

[0050] また、上述した制御部48の記憶手段46に、マイクロポンプ40の送液量として予め設定される送液量 Q_p (μl)を記憶させる。この際、上述したピペット32に収容されている検体液36の総液量を Q (μl)、検出領域20の空間体積に相当する検体液36の液量を Q_1 (μl)としたときに、本実施形態における予め設定される送液量 Q_p は、下記式(1)の通りで

ある。

[0051] $Q_p = Q - Q_1$ (1)

そして、図2の(a)に示した初期状態からマイクロポンプ40を作動させ、マイクロポンプ40からピペット32に空気を吐出させて、図2の(b)および図2の(c)に示したように、検体液36を流路アセンブリAの一方側から他方側へと送液する。またこの際、マイクロポンプ40からピペット32に吐出される空気の体積 V_d (μ l)が、上述した送液量計測手段42によって計測される。

[0052] そして、マイクロポンプ40からピペット32に吐出された空気の体積 V_d が、予め設定された送液量 Q_p に達すると、予め設定された送液量 Q_p が送液されたものとして、上述した送液方向制御手段44からマイクロポンプ40に命令が出され、今度はマイクロポンプ40が、ピペット32の空気を吸引するように作動する。

[0053] この際、図2の(b)および図2の(c)に示した状態において、検出領域20を通過した検体液36の一部が混合部34に流入し、一時的に貯留されて攪拌される。

[0054] また、図3の(a)は、マイクロポンプ40の作動状態が、吐出から吸引に切り換わった直後の状態を示している。この状態では、検体液36の一方側の気液界面 $g-l'$ が、検出領域20と一方側流路部24との境界に位置しており、検出領域20が検体液36によって満たされた状態となっている。

[0055] そして、図3の(a)に示した状態から、マイクロポンプ40がピペット32の空気を吸引するように作動すると、図3の(b)および図3の(c)に示したように、今度は検体液36が流路アセンブリAの他方側から一方側へと送液される。またこの際、マイクロポンプ40がピペット32から吸引する空気の体積 V_s が、上述した送液量計測手段42によって計測される。

[0056] そして、マイクロポンプ40がピペット32から吸引した空気の体積 V_s が、予め設定された送液量 Q_p に達すると、予め設定された送液量 Q_p が送

液されたものとして、上述した送液方向制御手段 44 からマイクロポンプ 40 に命令が出され、マイクロポンプ 40 が、ピペット 32 に空気を吐出するように作動する。

[0057] 図 3 の (c) は、マイクロポンプ 40 の作動状態が、吸引から吐出に切り換わる直前の状態を示している。この状態では、上述した図 2 の (a) に示した初期状態と同様に、検体液 36 の他方側の気液界面 g_1 が、検出領域 20 と他方側流路部 26 との境界に位置している。

[0058] 以後、上述した工程を繰り返すことで、流路アセンブリ A の内部において、検体液 36 が往復送液される。

[0059] このように、本発明のマイクロシステム送液システム 1 は、マイクロポンプ 40 の送液量を計測する送液量計測手段 42 と、マイクロポンプ 40 の送液方向を反転させる送液方向制御手段 44 とを有しており、マイクロポンプ 40 から吐出された気体の体積 V_d (またはマイクロポンプ 40 が吸引した気体の体積 V_s) が、マイクロポンプ 40 の送液量として予め設定された送液量 Q_p に達すると、その送液方向が自動的に反転するように構成されている。したがって、図 2 の (a) に示した状態を初期状態とし、予め設定される送液量 Q_p を、検体液 36 の総液量から検出領域 20 の空間体積に相当する液量を差し引いた $Q - Q_1$ と設定することで、検出領域 20 が絶えず検体液 36 に満たされた状態のまま、往復送液された検体液 36 が検出領域 20 を繰り返し通過するようになっている。

[0060] よって、本発明のマイクロシステム送液システム 1 によれば、検体液 36 が少量であっても、検出領域 20 に空気が浸入することなく検体液 36 を往復送液することができるため、反応場 22 に固定されている抗体の活性が低下したり、抗体に気泡が付着したりして反応効率が低下することがない。

[0061] また特に、本発明のマイクロシステム送液システム 1 によれば、検体液 36 の気液界面 g_1 (g_1') が、検出領域 20 の境界ぎりぎりに位置するように検体液 36 を往復送液することができるため、少ない検体液 36 を最大限に反応に供することができる。

[0062] また、このような本発明のマイクロシステム送液システム 1 を、表面プラズモン共鳴装置（SPR 装置）や表面プラズモン増強蛍光測定装置（SPFS 装置）に適用すれば、反応効率が高く、個体間のバラツキの小さい高精度の SPR 装置または SPFS 装置とすることができる。

[0063] <第 2 の実施形態>

次に、本発明の第 2 の実施形態のマイクロチップ送液システム 1 について、図 4 ～図 6 を基に説明する。

[0064] 図 4 は、本発明の第 2 の実施形態のマイクロチップ送液システム 1 を示した概略図である。

[0065] 上述した第 1 の実施形態では、マイクロポンプ 40 から吐出された空気の体積 V_d （マイクロポンプ 40 が吸引した空気の体積 V_s ）と、予め設定された検体液 36 の送液量 Q_p とが等しいものとして説明した。すなわち、上述した第 1 の実施形態では、空気の圧縮率については考慮していなかった。

[0066] しかしながら、空気の体積は温度や圧力によって変化するため、より正確に検体液 36 の送液方向が反転するタイミングを制御するためには、空気の圧縮率（膨張率）を考慮する必要がある。

[0067] このため、本実施形態のマイクロチップ送液システム 1 では、図 4 に示したように、流路アセンブリ A の内部の温度および圧力を測定する温度・圧力測定手段 50 が設置されている。

[0068] また、本実施形態のマイクロチップ送液システム 1 では、図 4 に示したように、この温度・圧力測定手段 50 と制御部 48 とが接続されるとともに、この制御部 48 において、測定された温度および圧力条件下における空気の圧縮率（膨張率）が自動的に算定されるように構成されている。

[0069] そして、送液量計測手段 42 によって測定された空気の体積 V_d （ V_s ）を上記圧縮率（膨張率）で補正し、この補正後の空気の体積 V'_d （ V'_s ）が予め設定された送液量 Q_p に達したときに、送液方向制御手段 44 によって送液方向を反転させるように構成されている。

[0070] このように構成された本実施形態のマイクロチップ送液システム 1 では、

空気の圧縮率（膨張率）を考慮した、より正確な送液量の制御を簡単に行うことができる。

[0071] また、上述した実施形態では、図2の（a）に示した初期状態において、検体液36の他方側の気液界面g1が、検出領域20と他方側流路部26との境界位置に来るように調整されていたが、本発明のマイクロチップ送液システム1は、これに限定されない。

[0072] 例えば、図5の（a）に示したように、マイクロポンプ40による往復送液を開始する前の初期状態において、検体液36の他方側の気液界面g1が、検出領域20から距離Lだけ離れた位置となるように、検体液36を流路アセンブリAの内部に充填してもよい。

[0073] この際、検体液36の総液量を Q （ μ l）、検出領域20の空間体積に相当する検体液36の液量を Q_1 （ μ l）、上述した距離Lに対応する微細流路の領域28における空間体積に相当する検体液36の液量を Q_r （ μ l）としたときに、マイクロポンプ40の送液量として予め設定される送液量 Q_p は、下記式（2）の通りに設定すればよい。

[0074]
$$Q_p = Q - Q_1 - Q_r \quad (2)$$

このように、初期状態において、検体液36の一方側の気液界面g1が、検出領域20および他方側流路部26との境界位置から距離Lだけ離れた位置となるようにすれば、図5および図6に示したように、検体液36が往復送液される際に、気液界面g1（g1'）と検出領域20とが距離Lだけ離れることとなり、検出領域20に空気が浸入することを確実に防止することができる。

[0075] <第3の実施形態>

次に、本発明の第3の実施形態のマイクロチップ送液システム1について、図7～図9を基に説明する。

[0076] 図7は、本発明の第3の実施形態のマイクロチップ送液システム1を示した概略図である。

[0077] この実施形態では、上述した実施形態と比べて、微細流路10の一方側の

端部に一方側流通路 32 が接続されておらず、微細流路 10 とマイクロポンプ 40 とが直接接続されている点、および検体液 36 を収容する検体液収容器 38 がマイクロポンプ 40 と接続されている点、が上述した実施形態と異なっている。なお、この場合の流路アセンブリ A は、微細流路 10 および混合部 34 とから構成されることとなる。

[0078] この第 3 の実施形態のマイクロチップ送液システム 1 では、図 8 および図 9 に示したごとく検体液 36 が往復送液される。

[0079] すなわち、図 8 の (a) に示した初期状態において、マイクロポンプ 40 を作動させると、マイクロポンプ 40 は、検体液収容器 38 に収容されている検体液 36 を吸引し、これを微細流路 10 に吐出することで、流路アセンブリ A の一方側から他方側へと検体液 36 を送液する。またこの際、マイクロポンプ 40 から微細流路 10 に吐出される検体液 36 の液量 Q_d が、上述した送液量計測手段 42 によって計測される。

[0080] そして、検体液収容器 38 に収容されている検体液 36 の全てが微細流路 10 に吐出された後は、図 8 の (b) に示したように、マイクロポンプ 40 は微細流路 10 に空気を吐出することで、流路アセンブリ A の一方側から他方側へと検体液 36 を送液する。またこの際、マイクロポンプ 40 から微細流路 10 に吐出される空気の体積 V_d が、上述した送液量計測手段 42 によって計測される。

[0081] そして、マイクロポンプ 40 から微細流路 10 に吐出された検体液 36 の液量 Q_d と、吐出された空気の体積 V_d との合計が、予め設定された送液量 Q_p に達すると (図 8 の (c) に示した状態)、上述した送液方向制御手段 44 からマイクロポンプ 40 に命令が出され、マイクロポンプ 40 が微細流路 10 にある空気を吸引するように作動する (図 9 の (a) に示した状態)。

[0082] また、この図 8 の (c) および図 9 の (a) に示した状態では、検体液 36 の一方側の気液界面 g_l が、検出領域 20 と一方側流路部 24 との境界に位置しており、検出領域 20 が検体液 36 で満たされた状態となっている。

[0083] そして、マイクロポンプ40が、微細流路10の一方側流路部24の空気を吸引することで、図9の(b)に示したように、検体液36が流路アセンブリAの他方側から一方側へと送液される。また、微細流路10の一方側流路部24の空気が全て吸引された後は、図9の(c)に示したように、マイクロポンプ40は微細流路10にある検体液36を直接吸引する。またこの際、マイクロポンプ40が吸引した空気の体積 V_s および検体液36の液量 Q_s が、上述した送液量計測手段42によって計測される。

[0084] そして、送液量計測手段42によって計測された空気の体積 V_s および検体液36の液量 Q_s の合計が、予め設定された送液量 Q_p に達すると、検体液36の一方側の気液界面 g_l が検出領域20と他方側流路部26との境界に位置して、上述した図8の(a)に示した初期状態に戻るようになっている。

[0085] このように、本発明のマイクロチップ送液システム1は、微細流路10の一方側の端部に一方側流路部32が接続されておらず、微細流路10とマイクロポンプ40とが直接接続されていてもよいものである。

[0086] また、本発明のマイクロチップ送液システム1は、マイクロポンプ40によって検体液36を往復送液する際に、空気などの流体を介して検体液36を送液してもよく、検体液36を直接吐出または吸引することで、検体液36を往復送液してもよいものである。

[0087] さらに、マイクロポンプ40によって、流体を介して検体液36を往復送液する場合は、検体液36の性状に変化をもたらさない流体であれば、上述した空気以外の気体であってもよく、また液体であってもよいものである。

[0088] 以上、本発明の好ましい実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態に限定されない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲において、種々の変更が可能である。

[0089] 例えば、上述した第1～3の実施形態では、微細流路10の他方側の端部に、第2の流路部として混合部34が接続されていた。そして、第2の流入孔14を介して、この混合部34と微細流路10とが通液可能に接続され

ていた。

[0090] しかしながら、本発明のマイクロチップ送液システム 1 はこれに限定されず、例えば、図 10 に示したように、微細流路 10 の他方側流路部 26 が検体液 36 を収容できるだけの十分な容量を有していれば、微細流路 10 の他方側に混合部 34 が接続されていなくてもよいものである。なお、この場合の流路アセンブリ A は、微細流路 10 だけから構成されることとなる。

符号の説明

[0091]	1	マイクロチップ送液システム
	10	微細流路
	12	第 1 の流出入孔
	14	第 2 の流出入孔
	20	検出領域
	22	反応場
	24	一方側流路部
	26	他方側流路部
	28	領域
	32	一方側流通路（ピペット）
	34	他方側流通路（混合部）
	36	検体液
	38	検体液収容器
	40	マイクロポンプ
	42	送液量計測手段
	44	送液方向制御手段
	46	記憶手段
	48	制御部
	50	温度・圧力測定手段
	100	マイクロチップ送液システム
	110	微細流路

1 1 2	第 1 の流出入孔
1 1 4	第 2 の流出入孔
1 2 0	検出領域
1 2 2	反応場
1 3 2	一方側流通路
1 3 4	他方側流通路
1 3 6	検体液
1 4 0	マイクロポンプ
1 4 2	液位確認センサー
1 4 4	液位確認センサー
A	流路アッセンブリ
g l , g l ^	気液界面

請求の範囲

[請求項1] 特定の抗原と反応する抗体が固定された反応場が形成されている検出領域を有する微細流路を少なくとも備えてなる流路アッセンブリと、

前記流路アッセンブリと接続されるとともに、前記特定の抗原を含む検体液を往復送液するマイクロポンプと、を少なくとも備え、

前記マイクロポンプが検体液を往復送液することにより、送液された検体液が前記検出領域を繰り返し通過するように構成されたマイクロチップ送液システムであって、

前記マイクロチップ送液システムは、マイクロポンプからの送液量を計測する送液量計測手段と、マイクロポンプの送液方向を反転させる送液方向制御手段と、を備えており、

前記流路アッセンブリ内に検体液が充填され、前記検出領域を含む流路アッセンブリの一部区間が検体液によって満たされている状態において、前記マイクロポンプによって検体液を往復送液する際に、

前記送液量計測手段によってマイクロポンプからの送液量を計測し、計測された送液量が予め設定された送液量に達した場合には、前記送液方向制御手段によって送液方向を反転させることで、前記検出領域が検体液に満たされた状態のまま、送液された検体液が検出領域を繰り返し通過するように構成されていることを特徴とするマイクロチップ送液システム。

[請求項2] 前記流路アッセンブリが、

一方側の端部に形成された第1の流出入孔と、他方側の端部に形成された第2の流出入孔と、を有する微細流路と、

前記第1の流出入孔を介して、前記微細流路と通液可能に接続された一方側流通路と、

前記第2の流出入孔を介して、前記微細流路と通液可能に接続された他方側流通路と、を少なくとも備えてなるとともに、

前記一方側流通路には、前記マイクロポンプが接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載のマイクロチップ送液システム。

[請求項3]

前記他方側流通路が、

前記微細流路の検出領域を通過した検体液を一時的に貯留するとともに、その貯留した検体液が攪拌されるように構成された混合部であることを特徴とする請求項 2 に記載のマイクロチップ送液システム。

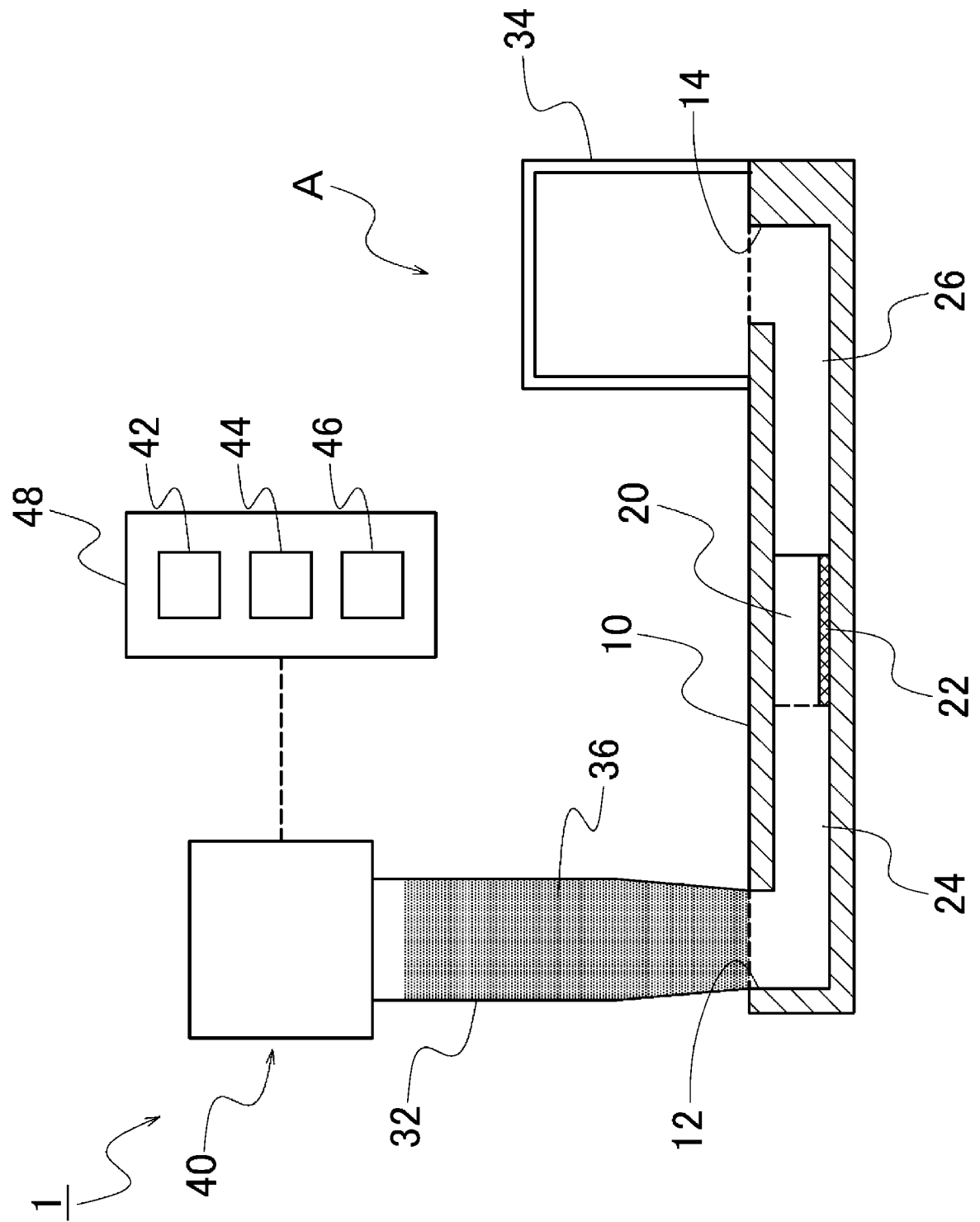
[請求項4]

前記マイクロチップ送液システムが、

表面プラズモン共鳴装置（SPR 装置）または表面プラズモン増強蛍光測定装置（SPFS 装置）に用いられるものであることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれかに記載のマイクロチップ送液システム

。

[図1]



(a)

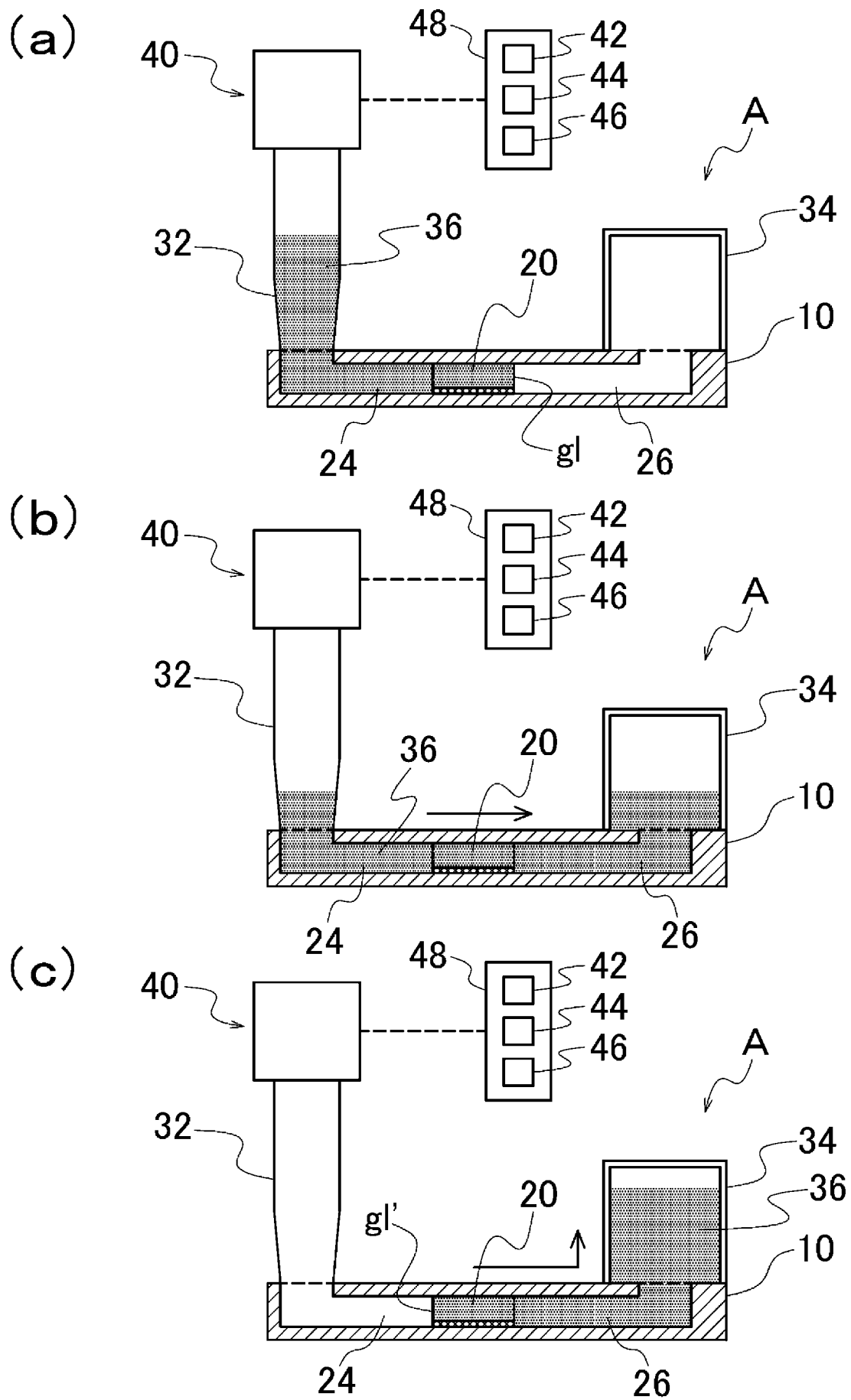
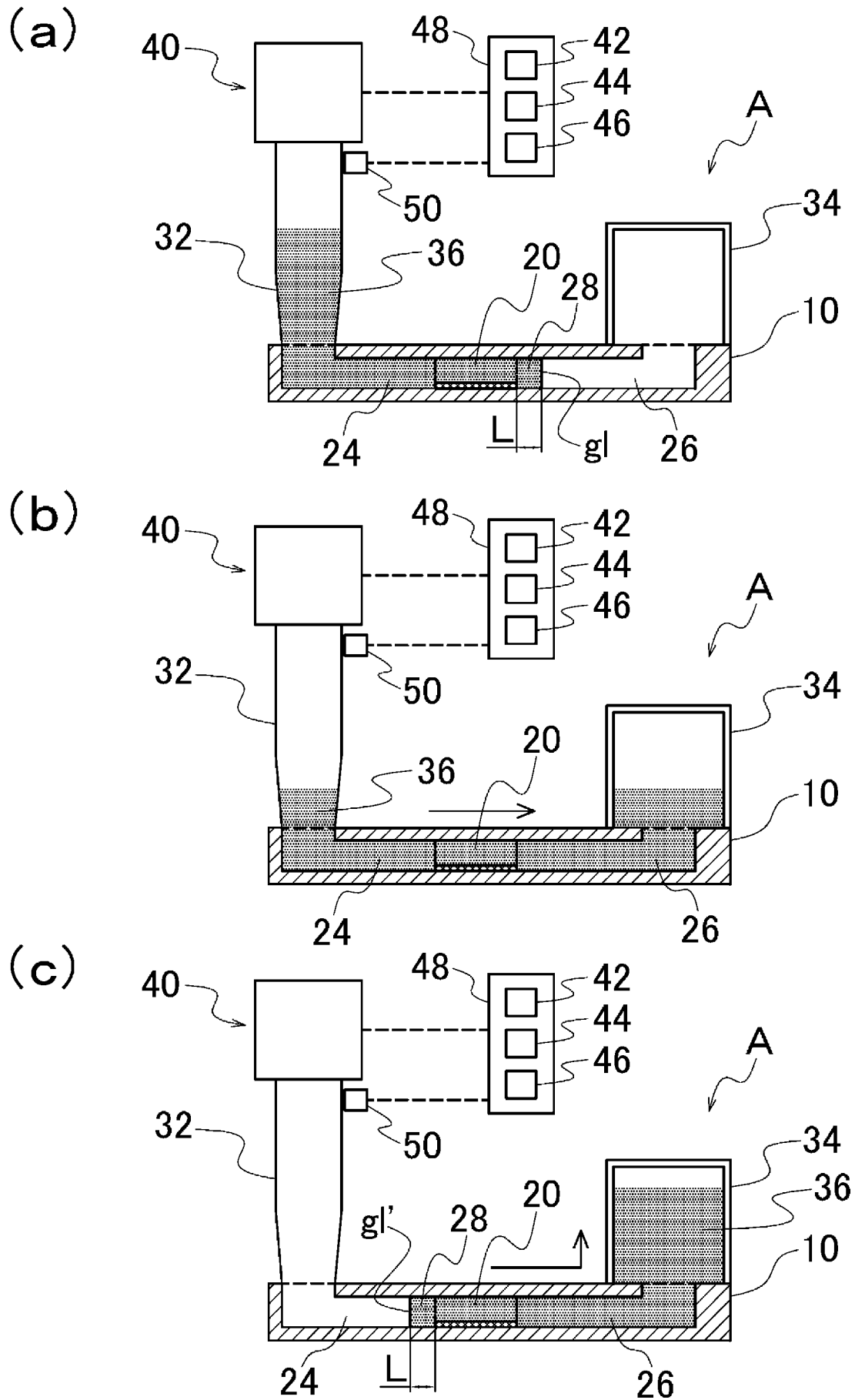
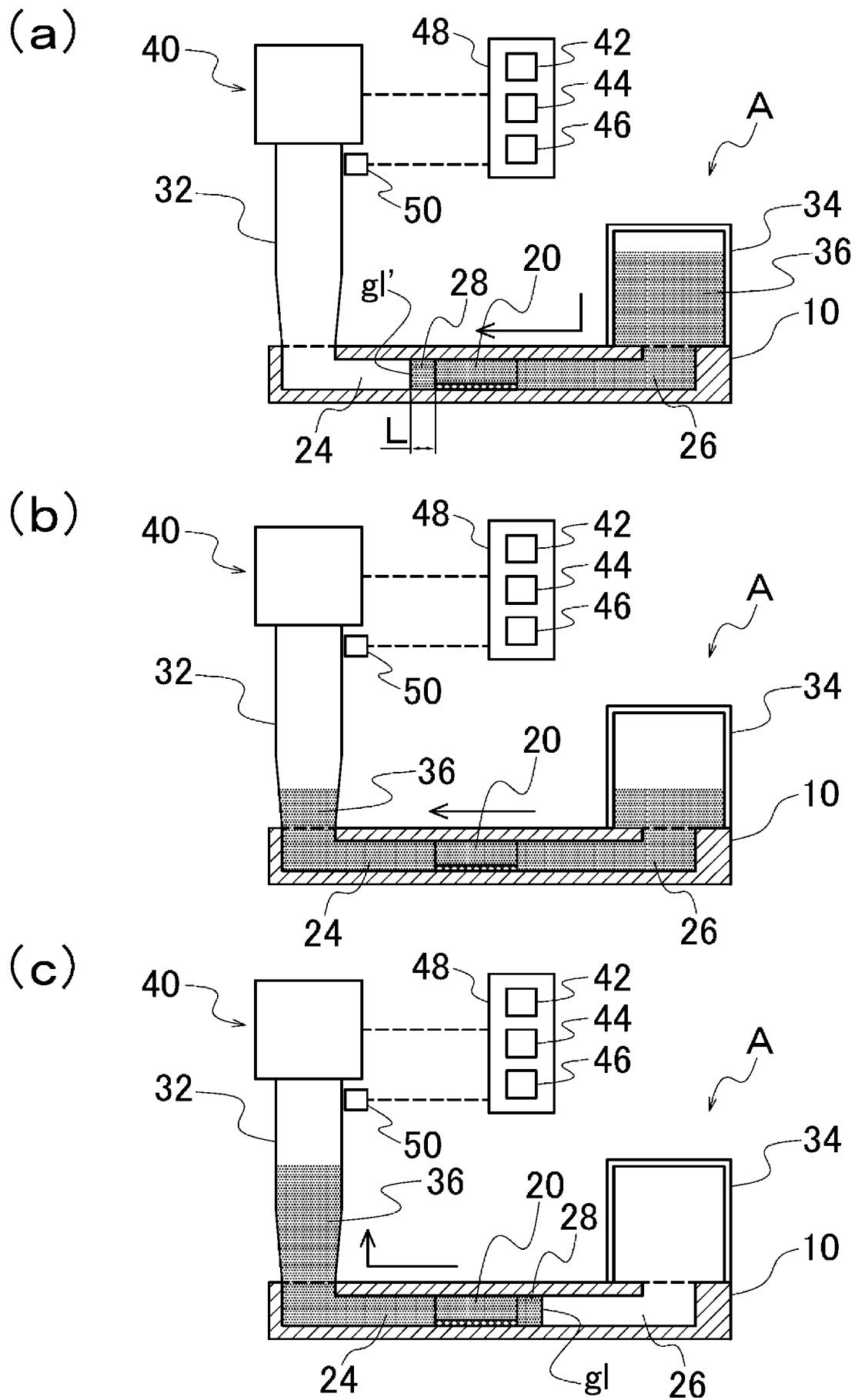


Figure 1 consists of three cross-sectional views (a), (b), and (c) of a device 10. The device 10 includes a reservoir 34, a channel 20, and a vertical tube 32. A dashed line A is shown in all views. A dashed line 40 is shown in all views. A dashed line 32 is shown in all views. A dashed line 24 is shown in all views. A dashed line 26 is shown in all views. A dashed line 48 is shown in all views. A dashed line 42 is shown in all views. A dashed line 44 is shown in all views. A dashed line 46 is shown in all views.

(a)

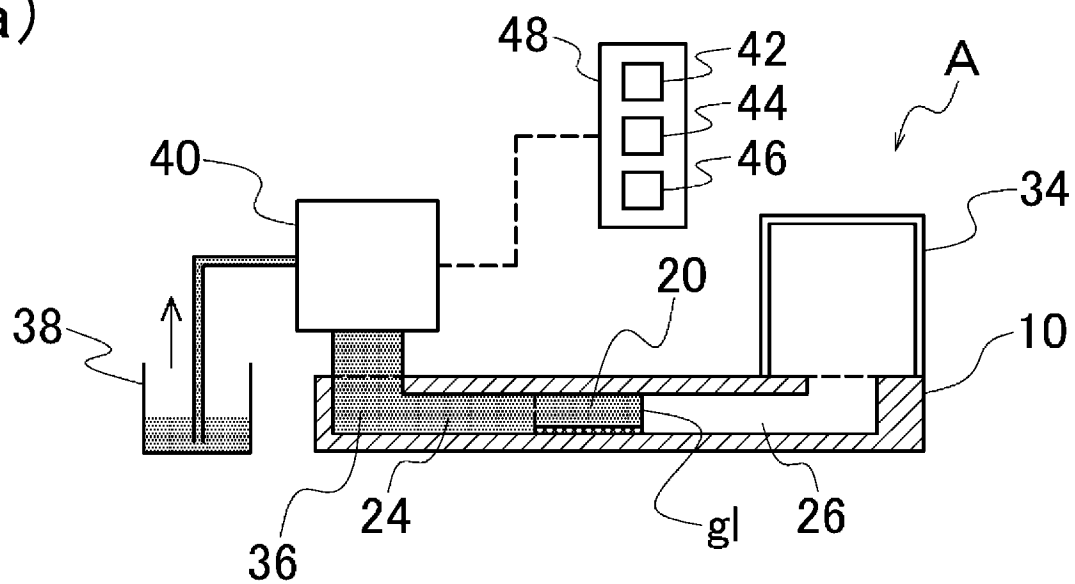


(a)

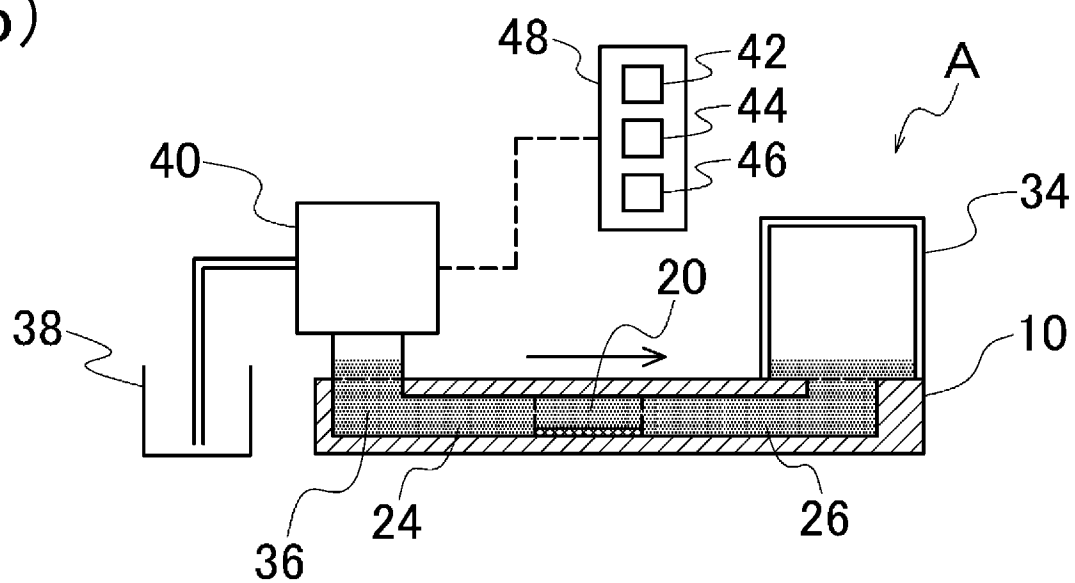


[図8]

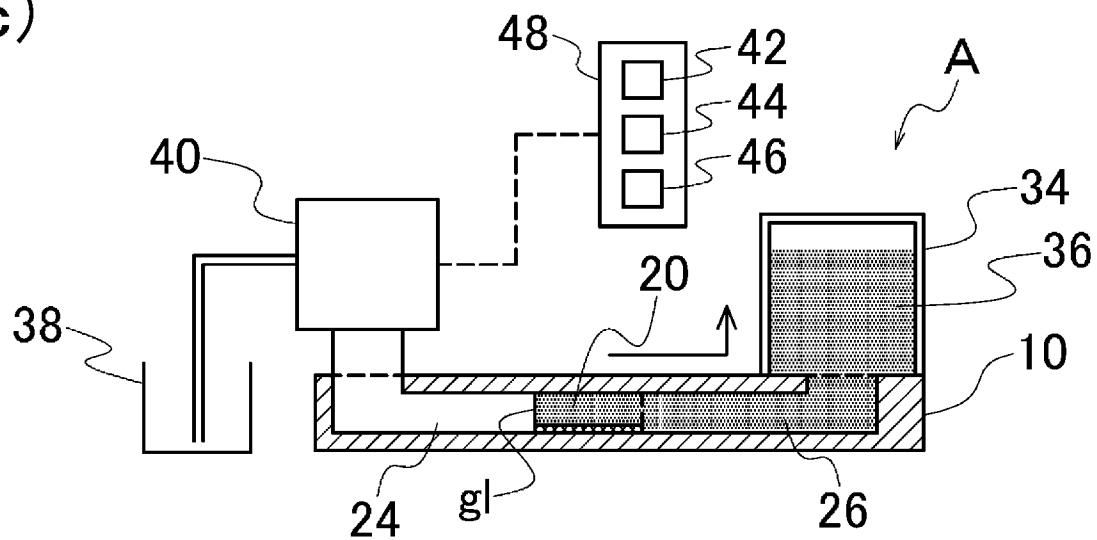
(a)



(b)

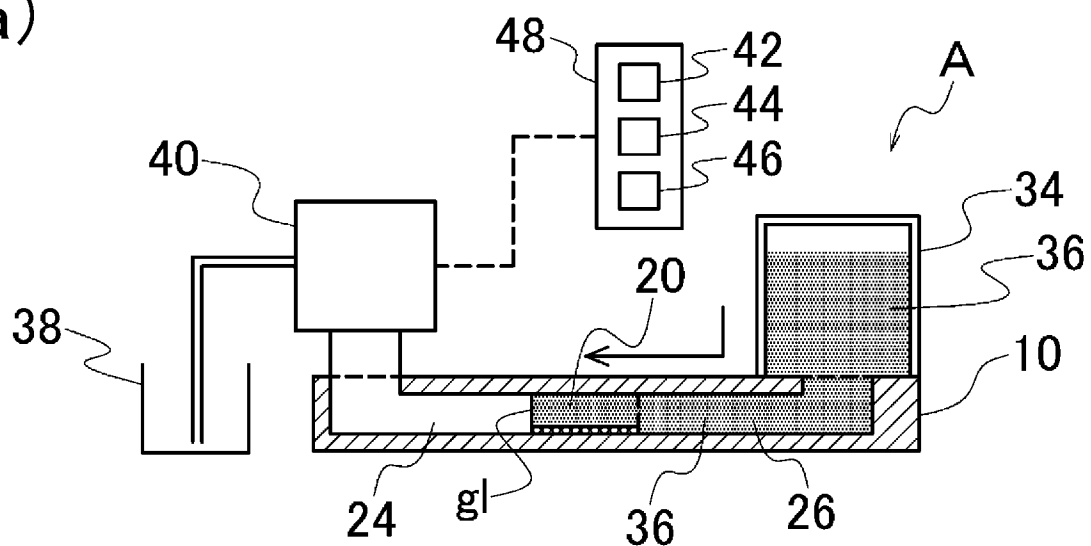


(c)

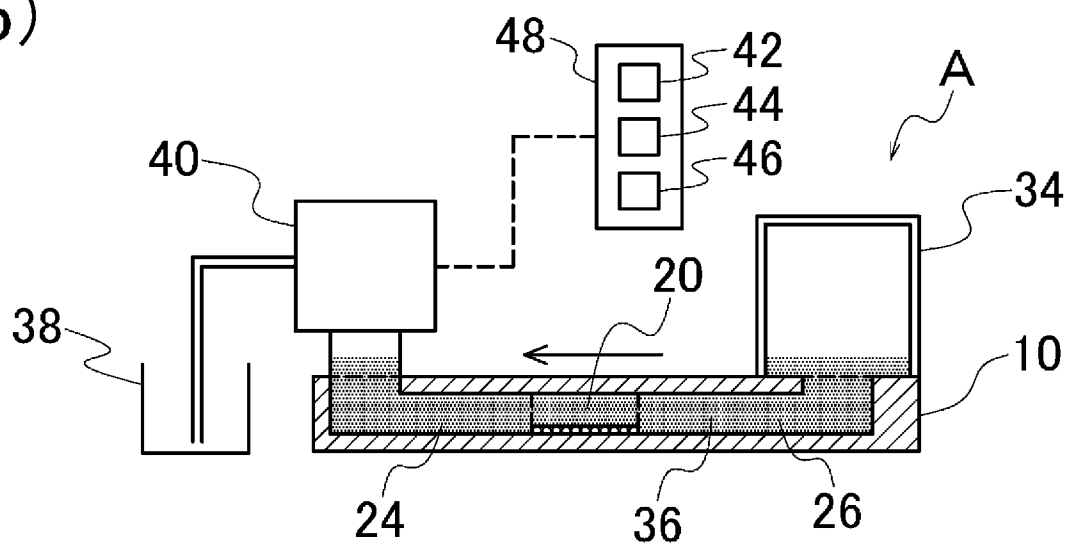


[図9]

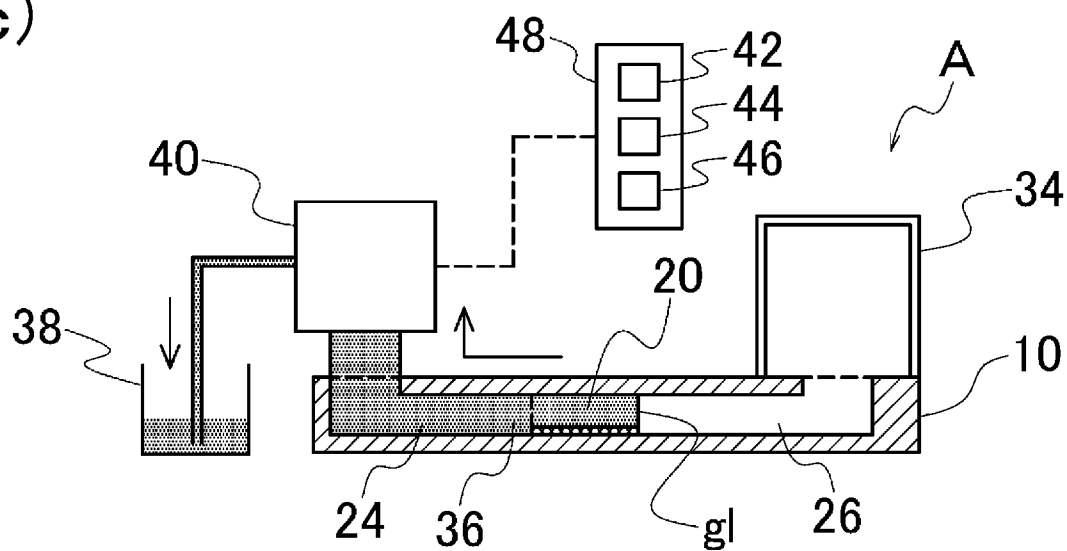
(a)



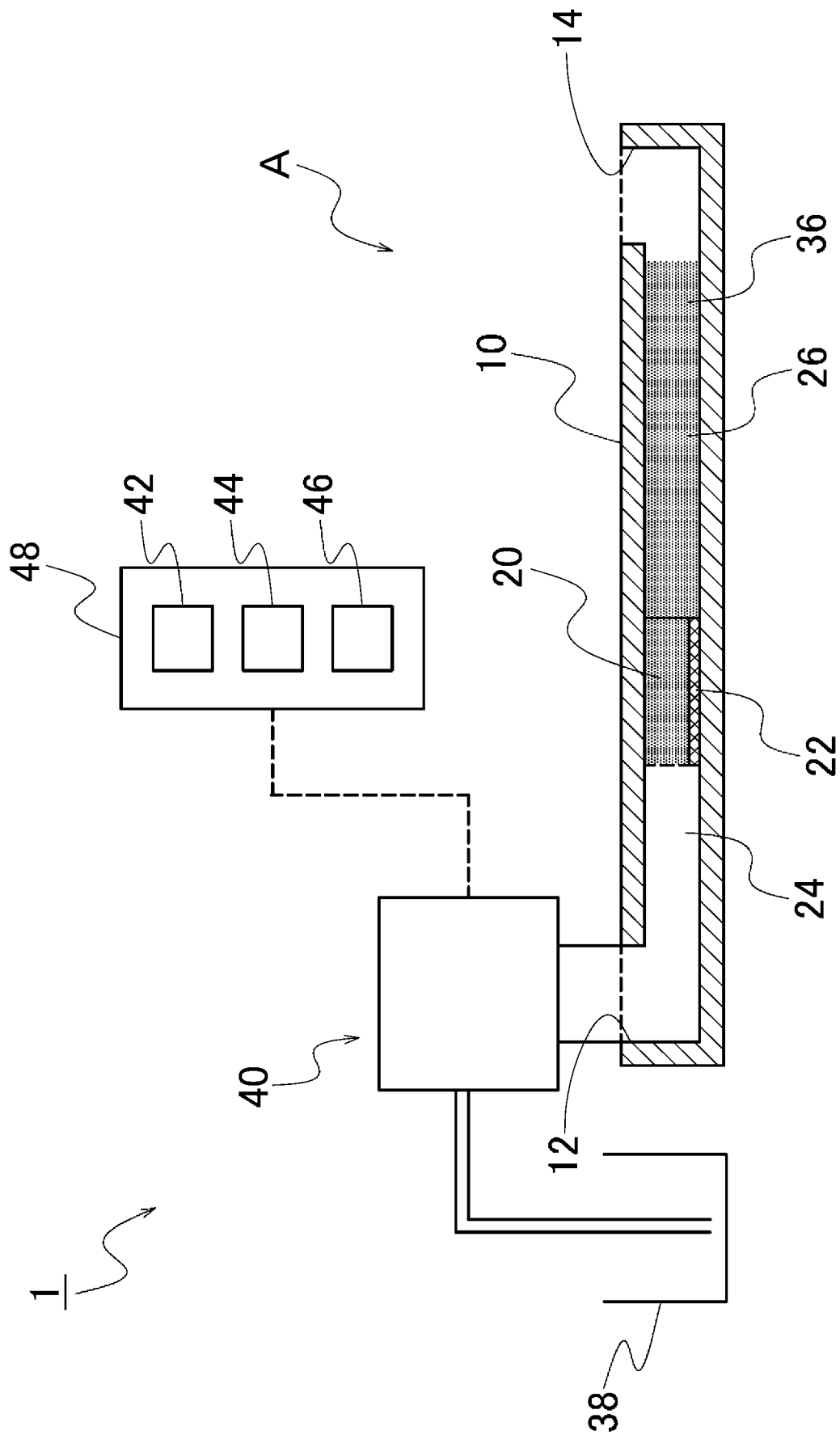
(b)



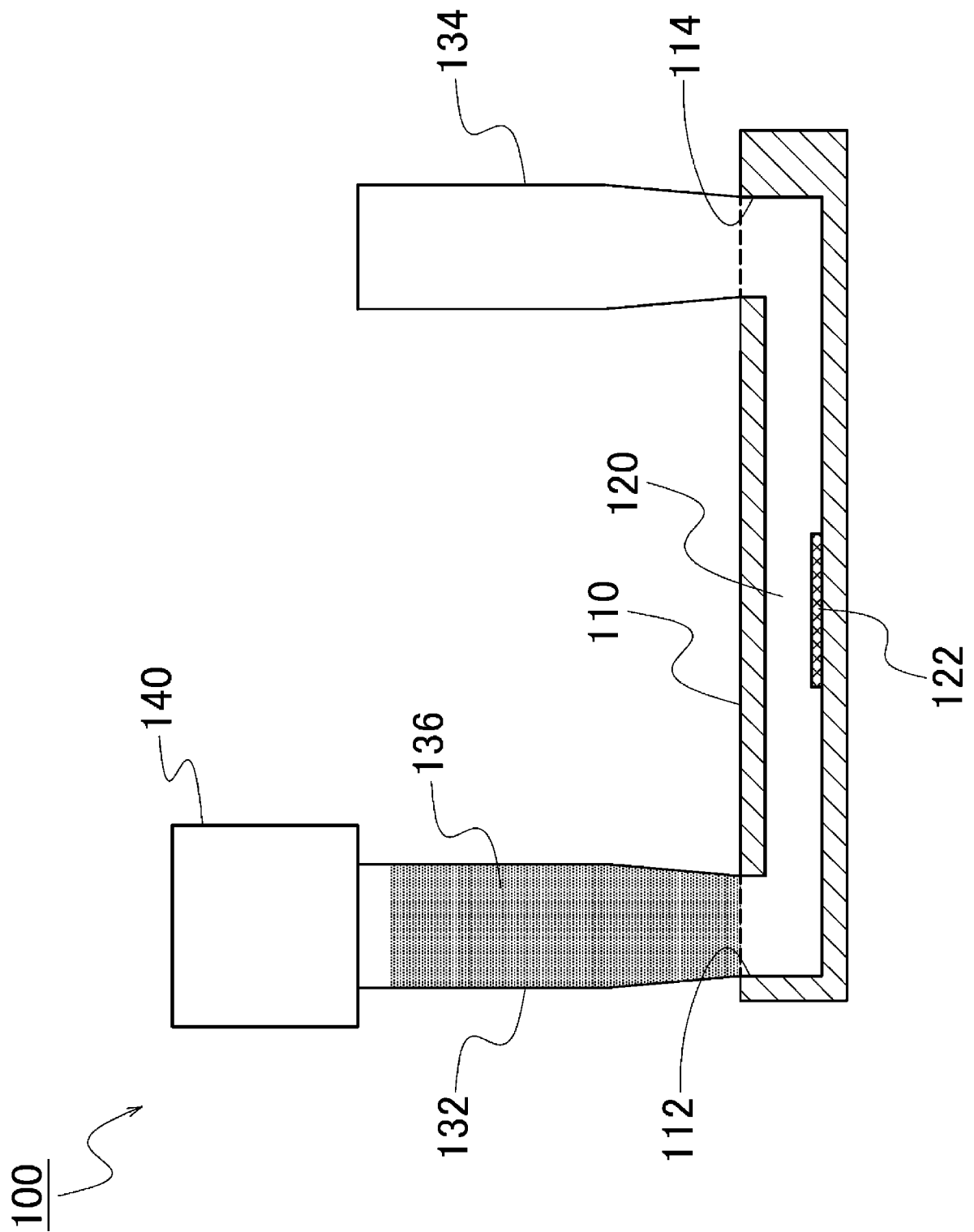
(c)



[図10]

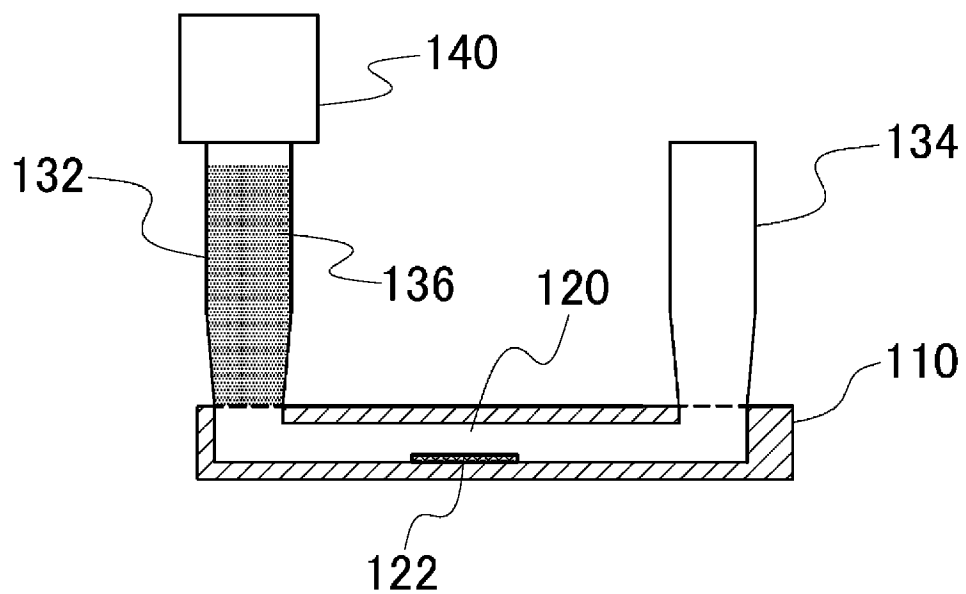


[図11]

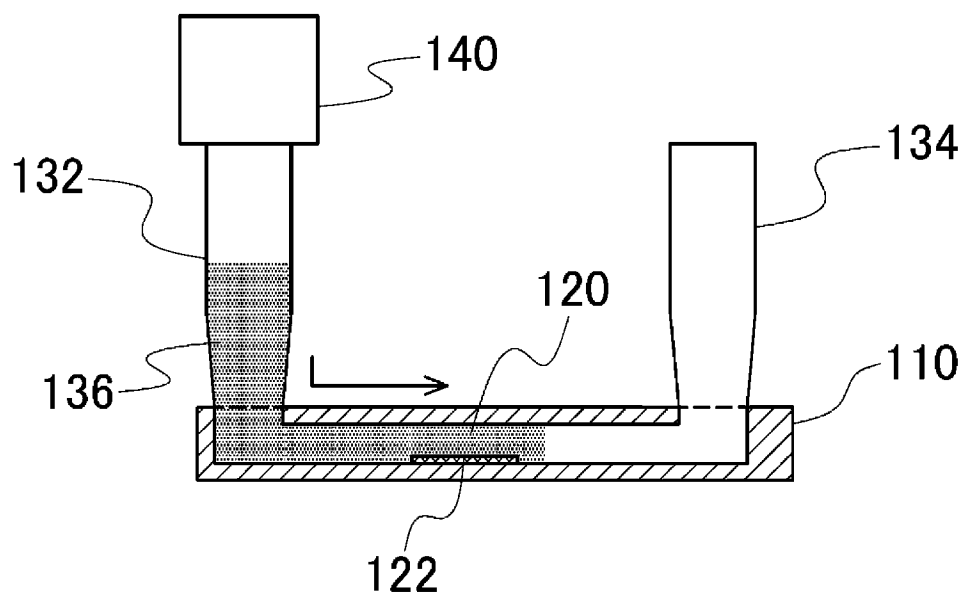


[図12]

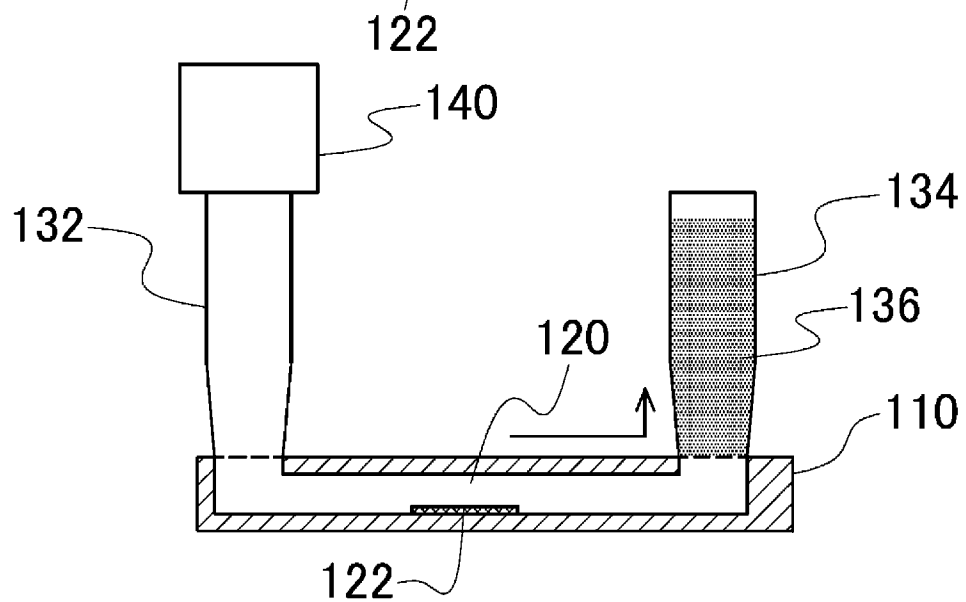
(a)



(b)

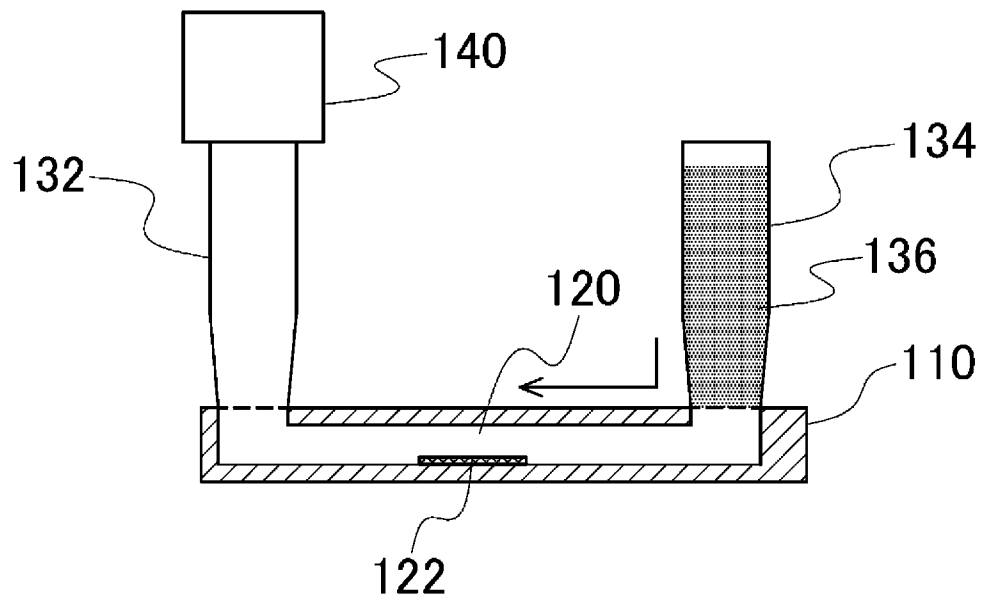


(c)

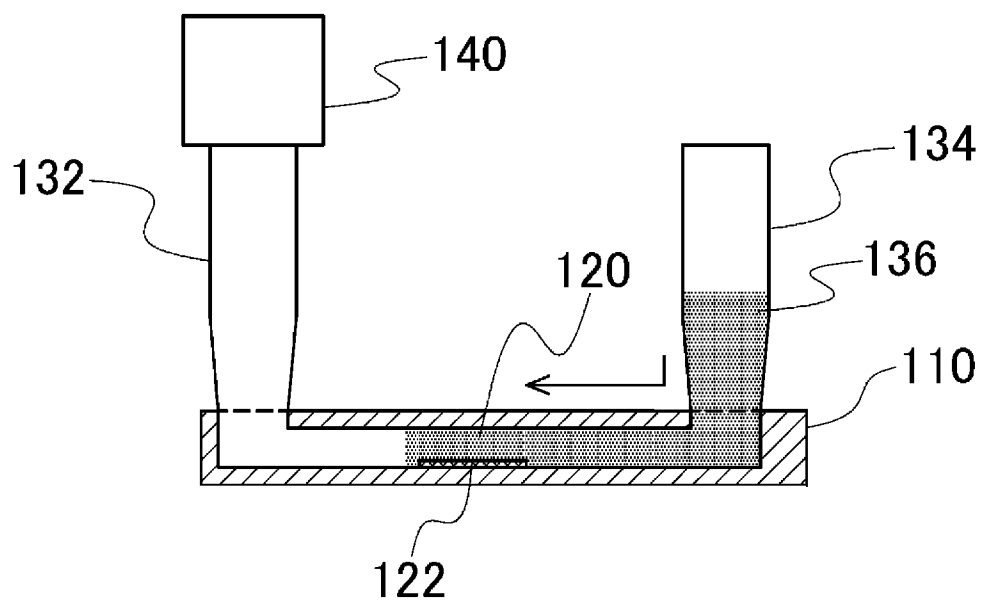


[図13]

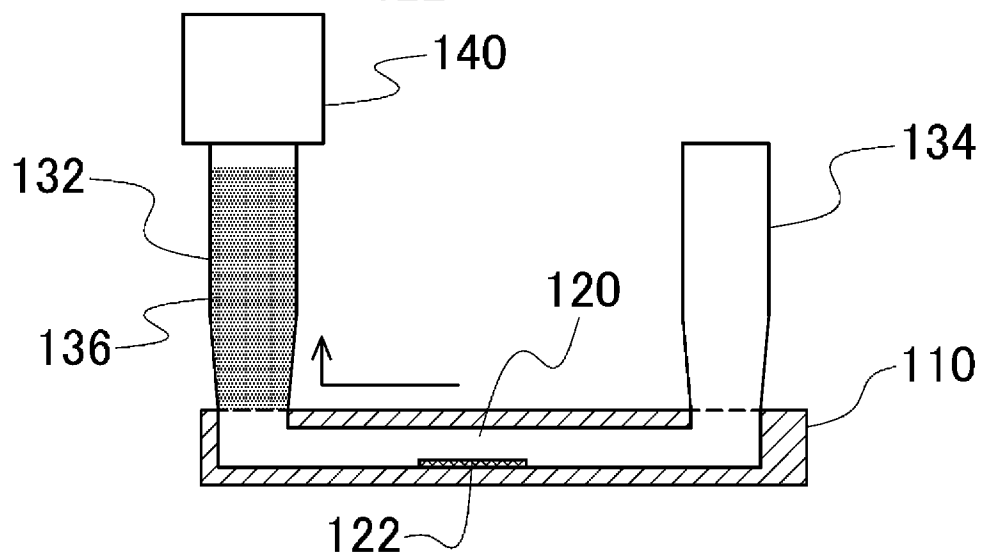
(a)



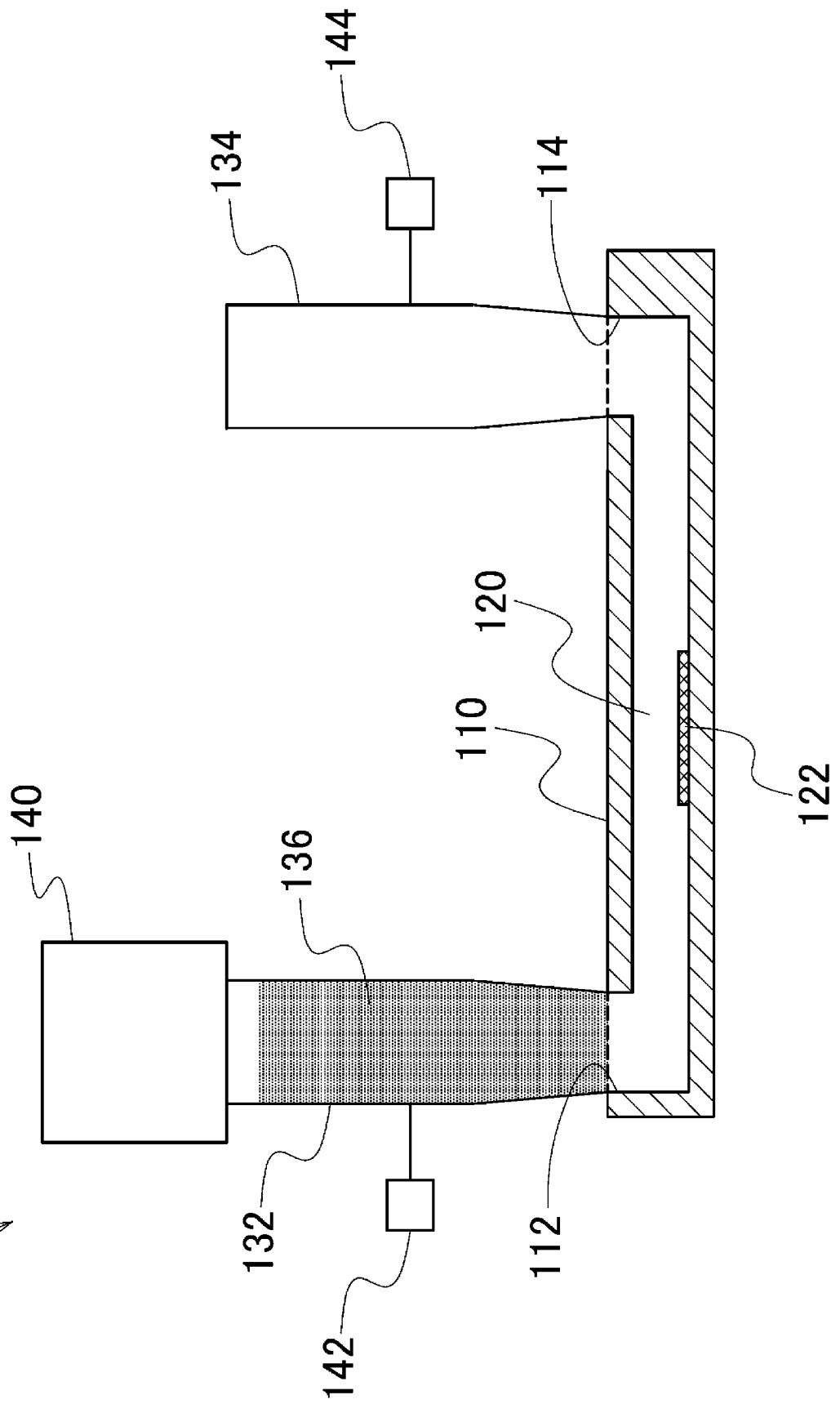
(b)



(c)



100 



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/061718

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N35/08(2006.01)i, G01N21/27(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i, G01N33/543(2006.01)i, G01N37/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N35/08, G01N21/27, G01N21/64, G01N33/543, G01N37/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2012

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/027851 A1 (Konica Minolta Holdings, Inc.), 10 March 2011 (10.03.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2010-243419 A (Konica Minolta Holdings, Inc.), 28 October 2010 (28.10.2010), abstract (Family: none)	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

31 May, 2012 (31.05.12)

Date of mailing of the international search report

12 June, 2012 (12.06.12)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/061718

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2006/123459 A1 (Hitachi Chemical Co., Ltd.), 23 November 2006 (23.11.2006), claims; paragraph [0009] & US 2009/0298094 A1 & EP 1884766 A1 & CN 101180530 A & AU 2006246598 A & KR 10-2008-0016603 A & KR 10-0967246 B	1-4
A	JP 2008-228735 A (Toshiba Corp.), 02 October 2008 (02.10.2008), paragraphs [0138], [0181], [0193] & US 2005/0153430 A1 & EP 1591163 A3 & KR 10-2005-0052399 A & CN 1661096 A	1-4
A	JP 9-15115 A (Sanuki Kogyo Co., Ltd.), 17 January 1997 (17.01.1997), claims; paragraphs [0016] to [0024] (Family: none)	1-4
A	JP 2011-80935 A (Konica Minolta Holdings, Inc.), 21 April 2011 (21.04.2011), fig. 2 (Family: none)	1-4
A	JP 2009-270923 A (Seiko Epson Corp.), 19 November 2009 (19.11.2009), paragraph [0025] (Family: none)	1-4
A	WO 2010/013334 A1 (PhosMega Co., Ltd.), 04 February 2010 (04.02.2010), claim 2 & US 2010/0184238 A1	1-4

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01N35/08 (2006.01)i, G01N21/27 (2006.01)i, G01N21/64 (2006.01)i, G01N33/543 (2006.01)i,
G01N37/00 (2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. G01N35/08, G01N21/27, G01N21/64, G01N33/543, G01N37/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2011/027851 A1 (コニカミノルタホールディングス株式会社) 2011.03.10, 全文・全図 (ファミリーなし)	1 - 4
A	JP 2010-243419 A (コニカミノルタホールディングス株式会社) 2010.10.28, 【要約】 (ファミリーなし)	1 - 4

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

3 1 . 0 5 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 2 . 0 6 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

三木 隆

2 J

3 3 1 2

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 5 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2006/123459 A1 (日立化成工業株式会社) 2006. 11. 23, 【特許請求の範囲】【0009】 & US 2009/0298094 A1 & EP 1884766 A1 & CN 101180530 A & AU 2006246598 A & KR 10-2008-0016603 A & KR 10-0967246 B	1 - 4
A	JP 2008-228735 A (株式会社東芝) 2008. 10. 02, 【0138】【0181】【0193】 & US 2005/0153430 A1 & EP 1591163 A3 & KR 10-2005-0052399 A & CN 1661096 A	1 - 4
A	JP 9-15115 A (サヌキ工業株式会社) 1997. 01. 17, 【特許請求の範囲】【0016】～【0024】 (ファミリーなし)	1 - 4
A	JP 2011-80935 A (コニカミノルタホールディングス株式会社) 2011. 04. 21, 図2 (ファミリーなし)	1 - 4
A	JP 2009-270923 A (セイコーエプソン株式会社) 2009. 11. 19, 【0025】 (ファミリーなし)	1 - 4
A	WO 2010/013334 A1 (株式会社フォスメガ) 2010. 02. 04, 【請求項2】 & US 2010/0184238 A1	1 - 4