

(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  
2010年1月21日(21.01.2010)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2010/007733 A1

- (51) 国際特許分類:  
G01N 35/00 (2006.01) G01N 37/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/003007
- (22) 国際出願日: 2009年6月30日(30.06.2009)
- (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 2008-185445 2008年7月17日(17.07.2008) JP  
特願 2008-197121 2008年7月31日(31.07.2008) JP  
特願 2008-295003 2008年11月19日(19.11.2008) JP  
特願 2008-326739 2008年12月24日(24.12.2008) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): パナソニック株式会社 (PANASONIC CORPORATION) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真1006番地 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 佐伯博司 (SAIKI, Hiroshi), 杉本博文 (SUGIMOTO, Hirofumi), 曽我部誠司 (SOGABE, Seiji).
- (74) 代理人: 原田洋平 (HARADA, Yohei); 〒5500005 大阪府大阪市西区西本町1丁目10番10号 オークス西本町ビル4階 Osaka (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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

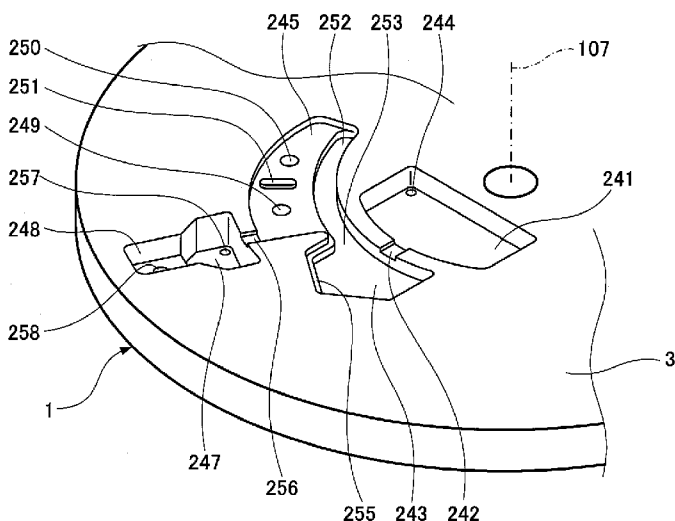
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ANALYZING DEVICE, AND ANALYZING METHOD USING THE ANALYZING DEVICE

(54) 発明の名称: 分析用デバイスとこの分析用デバイスを使用した分析方法

[図49]



(57) Abstract: Disclosed is an analyzing device, wherein an operation cavity (245) is arranged adjacent circumferentially of a rotational drive to a first reserving cavity (243) for reserving a sample liquid, wherein a connecting section (255) is disposed on the side wall of the first reserving cavity (243) so as to suck up the sample liquid by a capillary force and transfer same to the operation cavity (245), and wherein second reserving cavities (247 and 248) are arranged in the outer circumference direction of the rotational drive with respect to the operation cavity (245) so as to communicate with the outermost circumference position of the operation cavity (245) via a connecting passage (256). The analyzing device is characterized in that the connecting section (255) is formed to extend farther in the circumferential direction than the liquid surface of the sample liquid reserved in the first reserving cavity (243). The analyzing device can minimize the quantity of the sample liquid, can eliminate the agitation irregularity between the sample liquid and a reagent and can be

duced in size.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2010/007733 A1



---

試料液を保持する第1の保持キャビティ(243)に対して回転駆動の周方向に隣接して操作キャビティ(245)が配置され、第1の保持キャビティ(243)の側壁に設けられ試料液を毛細管力で吸い上げて操作キャビティ(245)に移送する連結部(255)を設け、操作キャビティ(245)に対して回転駆動の外周方向に配置され、操作キャビティ(245)の最外周位置と連結通路(256)を介して連通した第2の保持キャビティ(247, 248)を設け、連結部(255)を第1の保持キャビティ(243)に保持された試料液の液面よりも外周方向に伸長して形成したことを特徴とし、試料液の微量化ができ、試料液と試薬との攪拌ムラを解消でき、小型化できる。

## 明 細 書

発明の名称：

分析用デバイスとこの分析用デバイスを使用した分析方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、生物などから採取した液体の分析に使用する分析用デバイスに関するものである。

### 背景技術

[0002] 従来、生物などから採取した液体を分析する方法として、液体流路を形成した分析用デバイスを用いて分析する方法が知られている。分析用デバイスは、回転装置を使って流体の制御をすることが可能であり、遠心力を利用して、試料液の希釈、溶液の計量、固体成分の分離、分離された流体の移送分配、溶液と試薬の混合等を行うことができるため、種々の生物化学的な分析を行うことが可能である。

[0003] 遠心力を利用して溶液を移送する特許文献 1 に記載の分析用デバイスは、図 5 7 に示すように注入口 9 1 からピペットなどの挿入器具によって試料液を収容キャビティ 9 2 へ注入し、分析用デバイス 9 0 の回転によって、試料液を分離キャビティ 9 3 へ移送し遠心分離した後、連結流路 9 4 を介して溶液成分を計量流路 9 5 に採取し、分析用デバイス 9 0 の次の回転で計量流路 9 5 内の溶液成分を測定スポット 9 6 へ移送することができる。このとき、分離キャビティ 9 3 に残留した全血が後追いで連結流路 9 4、計量流路 9 5 に流入しないように、分離キャビティ 9 3 の最外周には全血排出用にサイホン形状を有する連結流路 9 7 が設けられている。この連結流路 9 7 のサイホン効果を利用して分離キャビティ 9 3 内の不要な試料液が溢流キャビティ 9 8 へ排出されるように構成されている。

[0004] また、遠心力を利用して溶液を移送する特許文献 2 に記載の分析用デバイスは、図 5 8 に示すように希釈液計量室 8 4 で遠心力で計量した希釈液と、分離室 8 0 で遠心分離した後の上澄みの血漿を、サイフォン流路 8 2、8 4

を介して遠心力で混合室 86 に移送し、混合室 86 で攪拌を行った後に、サイフォン流路 87 を介して混合室 86 よりも外周に設けられた測定セル 88 に移送して測定を行っている。

- [0005] 遠心力を利用して試料を計量する分析用デバイスが、特許文献 3 に記載されている。これは図 59 ~ 図 62 に示すように構成されている。
- [0006] 図 59 は本発明の分析用デバイスを示す。また、図 60 はその要部であるマイクロチャネルが形成されたベース基板を示す。
- [0007] 図 59 において分析用デバイスは、マイクロチャネル 204a, 204b を有するベース基板 3 と、ベース基板 3 の開口部を閉塞するカバー基板 4 と、接着層 300 で構成されている。
- [0008] ベース基板 3 に形成されるマイクロチャネル 204a, 204b は、図 60 に示すような凹凸のあるマイクロチャネルパターンを射出成形により作製しており、分析する試料液を分析用デバイスに注入し、遠心力と毛細管力を利用して流体移動をさせることが可能となっている。図 61 において回転軸心 107 は、分析実行時の分析用デバイスの回転中心を示している。
- [0009] 測定時中の分析用デバイスには、マイクロチャネル 204a 内に試料液と試薬とを反応させた反応溶液 205 が充填され、反応溶液 205 は試料液と試薬の反応の割合で吸光度が変化する。そこで、光源部 206 からマイクロチャネル 204a に透過光を照射し、受光部 207 にてその透過光の光量を測定することで、反応溶液 205 を透過した光量の変化を測定して反応状態を分析できる。
- [0010] この分析用デバイスのマイクロチャネル構成および試料液の移送プロセスについて説明する。
- [0011] 図 61 は分析用デバイスのマイクロチャネル構成を示す平面図である。また、図 62 (a) ~ 図 62 (d) は分析用デバイスの移送プロセスを示す。
- [0012] 図 60 と図 61 に示すようにマイクロチャネル構成は、試料液を注入／収容するための液体収容室 209 と、試料液を一定量計量し保持する計量室 2

10と、計量室210の容量よりも過剰な容量の試料液を受容するための溢流室211と、計量室210で計量された試料液を移送させて試薬と反応させ吸光度を測定するための測定セル212とで構成されている。

[0013] 液体収容室209は計量室210と連結通路213を介して連結されており、注入口208から液体収容室209に図62(a)に示すように試料液を注入／収容し、分析用デバイスを回転させることで、図62(b)に示すように試料液を計量室210に移送することができる。

[0014] 計量室210は、計量室210より回転半径方向の内方に配置された溢流室211の流入口216に、計量室210の回転半径方向の最内方に位置する溢流口214から毛細管通路217で連結されている。また計量室210は、計量室210の回転半径方向の最外方に位置する場所から連結通路215を介して測定セル212に連結されている。溢流室211には試料液が流入しやすいように空気孔218が設けられており、測定セル212にも試料液が連結通路215を流れやすいように空気孔219が設けられている。

[0015] 連結通路215は、分析用デバイスの回転軸心から溢流室211の流入口216と、毛細管通路217の界面までの距離より内方に配置される曲管を備えたサイフォン形状である。

[0016] このように計量室210と測定セル212を連結することで、液体収容室209内に収容された試料液を分析用デバイスの回転によって計量室210に移送・充填させても、図62(b)に示すように、連結通路215内の試料液は、分析用デバイスの回転軸心から溢流室211の流入口216と、毛細管通路217の界面までの回転半径方向の距離に相当する位置までしか充填されない。

[0017] 計量室210の充填完了後に分析用デバイスを停止させると連結通路215内は毛細管力が働き、図62(c)に示すように測定セル212の入口まで試料液で満たされる。このとき、試料液は測定セル212の深さが深く、毛細管力が連結通路215の毛細管力に比べて極めて小さいため、測定セル212内には流入しない。

- [0018] 連結通路 215 が満たされた後、分析用デバイスを再度回転させることで計量室 210 内に保持されている試料液は、図 62 (d) に示すように、サイフォン効果で測定セル 212 に移送される。
- [0019] 計量室 210 を構成する壁面のうち、分析用デバイスの回転半径方向の内側に位置する壁面の形状が、計量室 210 の連結通路 213 の付近から溢流口 214 の付近にかけて回転半径方向の内方に入り込むように形成されている。即ち、計量室 210 を構成する壁面のうち、分析用デバイスの回転半径方向の内側に位置する壁面は、計量室 210 の試料液の流入口から溢流口へ向かうに従って回転半径方向位置が回転軸心へ近接するように形成することで、液体収容室 209 から試料液を移送させた際に、計量室 210 内の空気が溢流口 214 に向かって選択的に抜けるため、計量室 210 の充填時に空気の混入による試料液の計量ばらつきが少なくなる。
- [0020] 毛細管通路 217 の深さは  $50\ \mu\text{m}$  ~  $200\ \mu\text{m}$  で形成されており、分析用デバイスの回転中は、溢流室 211 の流入口 216 と、毛細管通路 217 の界面までの回転半径方向の距離に相当する位置で液面が安定して計量され、回転の減速/停止時には、試料液は毛細管通路 217 の毛細管力によって毛細管通路 217 内にトラップされているため、溢流室 211 への流出を防ぐことができ、精密な計量が可能となる。また、毛細管通路 217 内にトラップされている試料液は、次の回転時に遠心力によって計量室 210 に戻されるため、計量された試料液を全て次の工程に移送することが可能となる。
- [0021] このようにして、分析用デバイスの回転によって液体収容室 209 内に注入された試料液を計量室 210 に移送し、定量を超えた試料液を毛細管通路 217 を介して溢流室 211 に排出させ、所定量の試料液を計量できるよう構成されている。
- [0022] また、特許文献 4 には、図 63 (a) (b) に示すように注入口 286 からピペットなどの挿入器具によって試料液を流入路 284 へ注入し、分析用デバイスの回転によって、試料液を測定セル 285 へ移送し、回転の減速または停止によって試料液を流路 287 に働く毛細管力によって吸い上げ、再

び回転を加速させることで試料液を測定セル285に戻して試料液と試薬288の攪拌ができるように構成されている。

## 先行技術文献

## 特許文献

- [0023] 特許文献1：特開2007-078676号公報  
特許文献2：特表平10-501340号公報  
特許文献3：特開2007-033225号公報  
特許文献4：特開2006-145451号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

- [0024] 特許文献1では、連結流路97を毛細管力で流れる全血の移送速度に個人差があるため、移送時間に余裕を持たせる必要がある。しかしながら、連結流路97の出口まで充填されてから次の動作までの待ち時間が長いと、連結流路97の出口で全血が凝固して詰まってしまった場合には、分離キャビティ93の全血を溢流キャビティ98へ排出できない事態が発生する。
- [0025] 本発明は、連結流路97の出口まで充填されてから次の動作までの待ち時間が長くても連結流路97の出口で全血が凝固することを抑制することができ、送液の安定性が向上した分析用デバイスを提供することを目的とする。
- [0026] 特許文献2では、血漿を希釈する必要があるため、血漿を採取するための構成と希釈液を計量するための構成とを、混合室86に隣接させて配置する必要があると共に、次工程へ移送するための流路をすべて外周方向に向かって形成する必要があるため、分析用デバイスの外径の拡大と、円盤形状の一部しか利用しないため、ハッチング290で示す不要エリアが多く発生する問題がある。
- [0027] 本発明は、小型化を実現できる構造の分析用デバイスを提供することを目的とする。
- [0028] 特許文献3では、溢流室211の流入口216が計量室210の溢流口2

14より内周方向に配置されているため、液体収容室209の外周側と計量室210の内周側との間に見られるスペースSを設ける必要があり、分析用デバイスを小型化することが困難である。

[0029] また、計量室210と溢流室211は毛細管通路217で連結されており、計量室210に移送される液体の流量が排出される液体の流量よりも大きくなり、試料液の計量中にサイフォン形状の連結通路215内の試料液が連結通路215の最内周の屈曲部を超えて、未計量の試料液が測定セル212に移送される可能性がある。

[0030] また、測定セル212に数十マイクロリットルの定量の試料液を取り込んで長い光路長を確保して吸光度測定を実施できるが、数十マイクロリットルの定量の試料液を一つの測定セル212にしか供給できないため、複数の項目の分析ができない問題がある。

[0031] さらに、検査対象を希釈液で希釈したものを試料液とする場合には、ベース基板3の液体収容室209の上手側に、定量の検査対象と定量の希釈液とを混合する混合手段と、希釈液から定量の希釈液を計量する計量室ならびに余剰の希釈液を受容する溢流室などを設けることが必要になり、分析用デバイスを小型化することを更に困難にしているのが現状である。

[0032] 本発明は、従来課題を解決するもので、容易に小型化できる計量機構を有する分析用デバイスを提供することを目的とする。

[0033] また、吸光度測定によって同時に複数の項目の分析ができる分析方法を提供することを目的とする。

[0034] 特許文献4では、測定セル285が遠心方向に対して直角に配置されているため、測定セル285内の試料液を光学的に測定する際に、測定セル285内を満たすための試料液が多く必要となり、試料液の微量化ができにくいという課題を有している。

[0035] また、測定セル285の試料液の量と流路287の体積ならびに流路287における試薬288の塗布位置とを正確に制御しなければ攪拌ムラが発生し、試薬の比重が大きい場合には測定セル285の外周側に試薬が沈殿する

おそれがあって測定精度が低下する問題がある。

[0036] また、試料液と試薬を攪拌するための流入路284、測定セル285、流路287で構成される攪拌機構の構成がU字形状であるため、流入路284と流路287の間に形成されるエリアが無駄なスペースとして形成され、分析用デバイスの小型化に適さないという課題を有している。

[0037] 本発明は、従来の課題を解決するもので、試料液の微量化ができ、試料液と試薬との攪拌ムラを解消でき、小型化に適した分析用デバイスを提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0038] 本発明の請求項1記載の分析用デバイスは、回転駆動によって発生する遠心力によって試料液を測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、前記遠心力によって移送される試料液を保持する第1の保持キャビティと、前記第1の保持キャビティに対して前記回転駆動の周方向に隣接して配置された操作キャビティと、前記第1の保持キャビティの側壁に設けられ前記第1の保持キャビティに保持された試料液を毛細管力で吸い上げて前記操作キャビティに移送する連結部と、前記操作キャビティに対して前記回転駆動の外周方向に配置され、前記操作キャビティの最外周位置と連結通路を介して連通し、前記操作キャビティから遠心力によって移送される試料液を保持する第2の保持キャビティとを備え、前記操作キャビティの連結部が、前記遠心力を発生させる回転軸心について前記第1の保持キャビティに保持された試料液の液面よりも外周方向に伸長して形成されていることを特徴とする。

[0039] 本発明の請求項2記載の分析用デバイスは、請求項1において、前記操作キャビティおよび前記連結部の厚み方向の断面寸法を毛細管力の作用する大きさに制限したことを特徴とする。

[0040] 本発明の請求項3記載の分析用デバイスは、請求項1において、前記操作キャビティの内周側の側方に、大気に開放されたキャビティを形成したこと

を特徴とする。

- [0041] 本発明の請求項 4 記載の分析用デバイスは、請求項 3 において、前記キャビティが前記第 1 の保持キャビティと連結して形成されていることを特徴とする。
- [0042] 本発明の請求項 5 記載の分析用デバイスは、請求項 1 において、前記連結通路の厚み方向の断面寸法は、前記操作キャビティに作用する毛細管力よりも前記連結通路の毛細管力が大きくなるよう制限したことを特徴とする。
- [0043] 本発明の請求項 6 記載の分析用デバイスは、請求項 1 において、前記操作キャビティには、試薬が担持されており、前記試薬の周辺に半径方向に伸長する攪拌リブが形成されていることを特徴とする。
- [0044] 本発明の請求項 7 記載の分析方法は、回転駆動によって発生する遠心力によって試料液を分析用デバイスの測定スポットに向かって移送するに際し、毛細管力の作用する連絡通路を介して前記遠心力によって試料液を第 1 の保持キャビティに移送し、前記回転駆動を停止または減速して前記第 1 の保持キャビティの試料液を、第 1 の保持キャビティに対して前記回転駆動の周方向に隣接して配置された操作キャビティに、前記第 1 の保持キャビティの側壁に設けられた毛細管力の作用する連結部を介して移送して定量し、分析用デバイスを揺動させて前記操作キャビティの試料液を揺動攪拌して前記操作キャビティに配置された試薬を溶解し、前記試薬が溶解した前記操作キャビティの試料液を前記回転駆動によって発生する遠心力によって、前記操作キャビティに対して前記回転駆動の外周方向に配置された後段の測定スポットに向かって、毛細管力が作用する連絡通路を介して移送することを特徴とする。
- [0045] 本発明の請求項 8 記載の分析用デバイスは、試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、前記試料液を溶液成分と固体成分とに前記遠心力を用いて分離する分離キャビティと、前記分離キャビティにて分離された前記溶液成分の一部が

移送されこれを保持する計量流路と、前記分離キャビティの底部に基端が接続され前記分離キャビティの試料液を移送する連結流路と、前記連結流路の他端が接続される溢流キャビティとを設けるとともに、前記連結流路の出口から周方向および内周方向に向かって液溜り部を設けたことを特徴とする。

[0046] 本発明の請求項 9 記載の分析用デバイスは、請求項 8 において、前記連結流路の幅： $w_1$  よりも液溜り部の幅： $w_2$  が広がるように形成したことを特徴とする。

[0047] 本発明の請求項 10 記載の分析用デバイスは、試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、前記試料液を溶液成分と固体成分とに前記遠心力を用いて分離する分離キャビティと、前記分離キャビティにて分離された前記溶液成分の一部が移送されこれを保持する計量流路と、前記分離キャビティの底部に基端が接続され前記分離キャビティの試料液を移送する連結流路と、前記連結流路の他端が接続される溢流キャビティとを設けるとともに、前記連結流路の出口から更に周方向に向かって液溜り用連結流路を設けたことを特徴とする。

[0048] 本発明の請求項 11 記載の分析方法は、分離キャビティに受け入れた試料液を遠心力によって溶液成分と固体成分とに分離し、前記分離キャビティで分離された溶液成分を遠心力によって測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして前記溶液成分を分析するとともに、分離キャビティに残った試料液を、基端が前記分離キャビティの外周側の底部に接続され先端が溢流キャビティで開口した連結流路の毛細管力で吸い上げ、前記連結流路の前記溢流キャビティでの開口部分の幅  $w_2$  を前記連結流路の前記先端までの流路の幅  $w_1$  よりも大きくして試料液を溜め、その後前記分離キャビティにそれまでよりも大きい前記遠心力を作用させて前記分離キャビティの試料液を前記溢流キャビティに排出することを特徴とする。

[0049] 本発明の請求項 12 記載の分析方法は、分離キャビティに受け入れた試料

液を遠心力によって溶液成分と固体成分とに前記を用いて分離し、前記分離キャビティで分離された溶液成分を遠心力によって測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして前記溶液成分を分析するとともに、分離キャビティに残った試料液を基端が前記分離キャビティの外周側の底部に接続され先端が溢流キャビティで開口した連結流路によって毛細管力で吸い上げ、前記連結流路の前記溢流キャビティでの開口部分に達した試料液を、前記連結流路とは別の液溜まり用連結流路によって更に毛細管力で吸い上げさせ、その後前記分離キャビティにそれまでよりも大きい前記遠心力を作用させて前記分離キャビティの試料液を前記溢流キャビティに排出することを特徴とする。

[0050] 本発明の請求項 1 3 記載の分析用デバイスは、試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有する分析用デバイスであって、前記遠心力を得る回転軸心から外周に向かう方向に液を送る溢流キャビティの途中に、前工程から後工程に周方向に液を送る毛細管流路が交差して配置され、前記溢流キャビティの液が前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて排出することを特徴とする。

[0051] また、本発明の請求項 1 4 記載の分析用デバイスは、試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、定量の希釈液を保持キャビティで計量し、定量を超えた余剰希釈液を前記保持キャビティから溢流キャビティを介してチャンバーに排出し、前記試料液と前記定量の希釈液を混合キャビティで混合して希釈し、前記混合キャビティで希釈された希釈試料液を毛細管流路を介して前記測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、中央から外周に向かう外周方向に前記保持キャビティ、前記混合キャビティが配置され、前記保持キャビティと前記混合キャビティの側方に前記外周方向に前記溢流キャビティと前記チャンバーが配置され、前記毛細管流路が前記溢流キャビティの途中に前記チャンバーに向かう前記余剰希釈液の流れ方向と交差して配置され、前記溢流キャビティの前

記余剰希釈液が、前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて前記チャンバーに流入するように構成したことを特徴とする。

[0052] また、本発明の請求項 15 記載の分析用デバイスは、大気と連通する大気側溢流キャビティと前記チャンバーとの間に、前記チャンバーとは第 1 の溢流流路を介して連通し、前記大気側溢流キャビティとは第 2 の溢流流路を介して連通する遮断用溢流キャビティを設けて、前記混合キャビティから前記毛細管流路によって移送中に前記チャンバーと前記遮断用溢流キャビティの両出口が大気と遮断されて内部が負圧になるよう構成したことを特徴とする。

[0053] 本発明の請求項 16 記載の分析用デバイスを使用した分析方法は、試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記遠心力で定量の希釈液を保持キャビティで計量して定量を超えた余剰希釈液を前記保持キャビティから溢流キャビティを介してチャンバーへ前記溢流キャビティの途中に前記チャンバーに向かう前記余剰希釈液の流れ方向と交差して配置された毛細管流路を乗り越えて前記チャンバーに排出し、前記混合キャビティで希釈された希釈試料液が前記毛細管流路の一端に接する位置に傾けて前記毛細管流路を介して前記測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして読み取ること特徴とする。

[0054] 本発明の請求項 17 記載の分析用デバイスは、液体収容室に連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する計量室と、前記計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、前記計量室よりも後段に配置され前記計量室から受け入れた液体を測定する測定セルを有し、前記溢流室の流入口と前記計量室の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる毛細管通路によって連結したことを特徴とする。

[0055] 本発明の請求項 18 記載の分析用デバイスは、液体収容室に連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置

され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する計量室と、前記計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、前記計量室よりも後段に配置され前記計量室から受け入れた液体を測定する測定セルを有し、前記溢流口より回転半径方向の外方に延びる毛細管通路によって、前記計量室の溢流口と前記溢流室の流入口とを連結したことを特徴とする。

[0056] 本発明の請求項 19 記載の分析用デバイスは、液体収容室に第 1 の連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する第 1 の計量室と、液体収容室に第 2 の連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する第 2 の計量室と、前記第 1 の計量室と前記第 2 の計量室の間に配置され前記第 1 の計量室および前記第 2 の計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、前記第 1 の計量室よりも後段に配置され前記第 1 の計量室から受け入れた液体を測定する第 1 の測定セルと、前記第 2 の計量室よりも後段に配置され前記第 2 の計量室から受け入れた液体を測定する第 2 の測定セルを有し、前記溢流室の流入口と前記第 1 の計量室の第 1 の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第 1 の毛細管通路によって連結し、前記溢流室の流入口と第 2 の計量室の第 2 の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第 2 の毛細管通路によって連結したことを特徴とする。

[0057] 本発明の請求項 20 記載の分析方法は、分析用デバイスを回転させてその液体収容室にあった希釈液または分析対象の試料液を、分析用デバイスの前記液体収容室よりも前記回転半径の外側に配置された複数の計量室へ移送するとともに、前記計量室において定量して余剰となった前記希釈液または試料液を、分析用デバイスの前記計量室よりも前記回転半径の外側に配置された溢流室へ移送し、前記計量室において定量された前記希釈液または試料液を、分析用デバイスの回転を減速または停止させた後に分析用デバイスを回転させて、前記それぞれの複数の計量室よりも後段に配置された分析用デバ

イスの複数の測定セルに移送し、定量の試料液を測定セルにセットされている試薬と反応させ分析用デバイスの回転中に前記それぞれの複数の測定セルの中の分析対象に光を透過させて吸光度を測定することを特徴とする。

### 発明の効果

- [0058] 本発明の請求項 1～請求項 7 の構成によると、回転駆動によって発生する遠心力を制御することにより、第 1 の保持キャビティと操作キャビティの間で連結部を介して微量の試料液であっても移動し、操作キャビティに担持されている試薬を、試料液と十分に攪拌することができる。この試薬と試料液との攪拌後の操作キャビティの試料液は、回転駆動によって発生する遠心力を制御することにより、連結通路を介して第 2 の保持キャビティに移送されてここで透過度を測定して分析できる。また、第 1 の保持キャビティと操作キャビティを周方向に配置することによって分析用デバイスの小型化が可能となる。
- [0059] また、請求項 8～請求項 12 の構成によると、連結流路の他端が接続される溢流キャビティとを設けるとともに、前記連結流路の出口から周方向および内周方向に向かって液溜り部を設けるか、または前記連結流路の出口から更に周方向に向かって液溜り用連結流路を設けたことによって、待ち時間が長くても連結流路の出口で全血が凝固することを抑制することができる。
- [0060] また、請求項 13～請求項 16 の構成によると、回転軸心から外周に向かう方向に液を送る溢流キャビティの途中に、前工程から後工程に周方向に液を送る毛細管流路が交差して配置され、前記溢流キャビティの液が前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて排出するように構成したため、前記毛細管流路を介して希釈試料液を前記測定スポットに向かって移送することができ、分析用デバイスを小型化できる。
- [0061] また、請求項 17～請求項 20 の構成によると、液体収容室と計量室の間のスペースを削減できるため、径方向に配置されるチャンバーを内周方向に寄せて配置することができ、分析用デバイスの小型化が可能となる。また、計量室に移送される試料液の流量が排出される試料液の流量よりも少なくな

るように制限できるため、計量時のエラーを排除することができる。さらには、同時に複数の計量室を設けた場合には試料液をそれぞれ計量できるため、複数項目の測定も可能となる。

### 図面の簡単な説明

- [0062] [図1] 本発明の実施の形態 1 における分析用デバイスの保護キャップを閉じた状態と開いた状態の斜視図
- [図2] 同実施の形態の分析用デバイスの正面図と底面図
- [図3] 同実施の形態の分析用デバイスの分解斜視図
- [図4] 同実施の形態の希釈液容器の平面図、A-A 断面図、側面図、背面図、正面図
- [図5] 同実施の形態の保護キャップの平面図、側面図、B-B 断面図、正面図
- [図6] 同実施の形態の希釈液容器の密封状態と保護キャップを開いた状態および希釈液放出状態の断面図
- [図7] 同実施の形態の分析用デバイスを出荷状態にセットする工程の断面図
- [図8] 同実施の形態の分析装置のドアを開いた状態の斜視図
- [図9] 同実施の形態の分析装置の断面図
- [図10] 同実施の形態のターンテーブルの拡大平面図
- [図11] 同実施の形態のターンテーブルの A-A A 断面図と B-B B 断面図
- [図12] 同実施の形態のターンテーブルと分析用デバイスの凸部との係合状態を説明するターンテーブルの拡大平面図
- [図13] 同実施の形態の分析装置の構成図
- [図14] 同実施の形態の分析用デバイスの注入口付近の拡大斜視図、保護キャップを開いて指先から試料液を採取する状態の斜視図、分析用デバイスのマイクロチャンネル構造をターンテーブルの側からカバー基板を透過して見た拡大斜視図
- [図15] 同実施の形態の分析用デバイスに点着しターンテーブルにセットして回転させる前の状態図
- [図16] 同実施の形態の分析用デバイスの毛細管キャビティ内に試料液を保持

し、希釈液溶液のアルミシールが破られた状態でターンテーブルにセットされた状態図と分離された状態図

[図17] 同実施の形態の希釈液容器の液放出を説明する拡大断面図

[図18] 同実施の形態の工程 3 において分離キャビティから計量流路に流れて定量保持した状態図と工程 4 において計量流路から混合キャビティに流れ込む状態図

[図19] 同実施の形態の工程 6 において分析用デバイスを揺動させる状態図とターンテーブルを時計方向に回転駆動して測定チャンバーおよび保持キャビティに流れ込んだ状態図

[図20] 同実施の形態の工程 8 において分析用デバイスを揺動させる状態図と工程 9 においてターンテーブルを時計方向に回転駆動させて操作キャビティの試薬と反応した希釈血漿が分離キャビティに流れ込み、さらに高速回転を維持することで、操作キャビティ内で生成された凝集物を遠心分離する状態図

[図21] 同実施の形態の工程 10 においてターンテーブルを停止させ希釈血漿が計量流路に流れて定量が保持された状態図と工程 11 において計量流路に保持されていた希釈血漿が測定チャンバーに流れ込んだ状態図

[図22] 同実施の形態の工程 12 において測定チャンバーの希釈血漿と試薬との反応が開始される状態図と工程 13 において試薬と希釈血漿の攪拌の状態図

[図23] 同実施の形態の工程 2 において希釈液容器から流出した希釈液が排出流路を介して保持キャビティに流入する状態の拡大斜視図と希釈血漿を混合キャビティから毛細管流路を介して次工程へ移送する状態の拡大斜視図

[図24] 分離キャビティに残った試料液を溢流キャビティへ排出する場合の問題点の説明図と同実施の形態の改善例を示す分析用デバイスの要部の平面図

[図25] 混合キャビティの構成および溶液の移送方法の問題点を説明する揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの A-A 断面図

[図26] 同実施の形態の実施例 1 の分析用デバイスの揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの B-B 断面図

[図27] 同実施の形態の実施例 2 の分析用デバイスの揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの C-C 断面図

[図28] 同実施の形態の実施例 3 の分析用デバイスの揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの D-D 断面図

[図29] 分析用デバイスをより小型化した場合の問題点を説明する揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの E-E 断面図

[図30] 同実施の形態の実施例 4 の分析用デバイスの揺動前の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、揺動後の混合キャビティの液面の状態を示す平面図、混合キャビティの G-G 断面図

[図31] 実施例 4 において混合キャビティから毛細管流路への希釈血漿の吸い出しが開始されたときの混合キャビティの液面の状態を示す拡大斜視図

[図32] ターンテーブルを  $180^\circ$  付近で停止させた場合の分析用デバイスの平面図とターンテーブルを  $60^\circ$  ,  $300^\circ$  付近で停止させた場合の分析用デバイスの平面図

[図33] 同実施の形態の保持キャビティと混合キャビティの間に溢流キャビティを配置した場合のレイアウトの説明図

[図34] 同実施の形態の分析用デバイスの図 19 における F-F 断面図

[図35] 同実施の形態の分析用デバイスの毛細管エリアにおける試薬の担持状態を示す拡大平面図と G-G 断面図

[図36] 同実施の形態の分析用デバイスの操作キャビティにおける試薬の担持状態を示す拡大平面図と H-H 断面図

[図37] 混合キャビティ 39 の側から毛細管流路 37 の入口付近を見た斜視図

と実施の形態 2 の斜視図

[図38] 本発明の実施の形態 3 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す斜視図

[図39] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図40] 本発明の実施の形態 4 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す斜視図

[図41] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図42] 本発明の実施の形態 3 の変形例を示す実施の形態 5 の平面図

[図43] 本発明の実施の形態 6 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す斜視図

[図44] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図45] 同実施の形態における移送プロセスの工程図

[図46] 本発明の実施の形態 7 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す斜視図

[図47] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図48] 本発明の実施の形態 8 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図49] 本発明の実施の形態 9 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す要部斜視図

[図50] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す要部平面図

[図51] 同実施の形態の分析用デバイスの平面図

[図52] 同実施の形態の分析用デバイスの要部の断面図

[図53] 図 50 の A-A, B-B, C-C 断面図

[図54] 同実施の形態の形態の移送プロセスの工程図

[図55] 本発明の実施の形態 10 における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す斜視図

[図56] 同実施の形態における分析用デバイスのベース基板のマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図57] 特許文献 1 の構成図

[図58] 特許文献 2 の構成図

[図59] 特許文献 3 の分析用デバイスの拡大断面図

[図60] 同従来例におけるベース基板の斜視図

[図61] 同従来例における分析用デバイスのマイクロチャンネル構成を示す平面図

[図62] 同従来例における移送プロセスの工程図

[図63] 特許文献 4 の平面図と断面図

### 発明を実施するための形態

[0063] (実施の形態 1)

図 1 ～ 図 6 は分析用デバイスを示す。

[0064] 図 1 (a) (b) は分析用デバイス 1 の保護キャップ 2 を閉じた状態と開いた状態を示している。図 2 (a) (b) は分析用デバイス 1 の正面図と底面図を示している。図 3 は図 1 (a) における下側を上に向けた状態で分解した状態を示している。

[0065] この分析用デバイス 1 は、微細な凹凸形状を表面に有するマイクロチャンネル構造が片面に形成されたベース基板 3 と、ベース基板 3 の表面を覆うカバー基板 4 と、希釈液を保持している希釈液容器 5 と、試料液飛散防止用の保護キャップ 2 とを合わせた 4 つの部品で構成されている。

[0066] 分析用デバイス 1 の底面で前記カバー基板 4 には、分析用デバイス 1 の底部に突出して調芯用嵌合部としての回転支持部 15 が形成されている。保護キャップ 2 の内周部には回転支持部 16 が形成されており、保護キャップ 2 を閉じた分析用デバイス 1 では、回転支持部 16 が回転支持部 15 の外周に

接するように形成されている。さらに、前記カバー基板4には、基端が回転支持部15に接続されて先端が外周に向かって延びる回り止め用係合部としての凸部114が形成されている。

[0067] ベース基板3とカバー基板4は、希釈液容器5などを内部にセットした状態で接合され、この接合されたものに保護キャップ2が取り付けられている。

[0068] ベース基板3の上面に形成されている数個の凹部の開口をカバー基板4で覆うことによって、後述の複数の收容エリアとその收容エリアの間を接続するマイクロチャネル構造の流路などが形成されている。

[0069] 收容エリアのうちの必要なものには各種の分析に必要な試薬が予め担持されている。保護キャップ2の片側は、ベース基板3とカバー基板4に形成された軸6a, 6bに係合して開閉できるように枢支されている。検査しようとする試料液が血液の場合、毛細管力の作用する前記マイクロチャネル構造の各流路の間隙は、 $50\mu\text{m} \sim 300\mu\text{m}$ に設定されている。

[0070] この分析用デバイス1を使用した分析工程の概要は、希釈液が予めセットされた分析用デバイス1に試料液を点着し、この試料液の少なくとも一部を前記希釈液で希釈した後に測定しようとするものである。

[0071] 図4は希釈液容器5の形状を示している。

[0072] 図4(a)は平面図、図4(b)は図4(a)のA-A断面図、図4(c)は側面図、図4(d)は背面図、図4(e)は開口部7から見た正面図である。この開口部7は希釈液容器5の内部5aに、図6(a)に示すように希釈液8を充填した後にシール部材としてのアルミシール9によって密封されている。希釈液容器5の開口部7とは反対側には、ラッチ部10が形成されている。この希釈液容器5は、ベース基板3とカバー基板4の間に形成され希釈液容器收容部11にセットされて図6(a)に示す液保持位置と、図6(c)に示す液放出位置とに移動自在に收容されている。

[0073] 図5は保護キャップ2の形状を示している。

[0074] 図5(a)は平面図、図5(b)は側面図、図5(c)は図5(a)のB

一B断面図、図5(d)は背面図、図5(e)は開口2aから見た正面図である。保護キャップ2の内側には、図1(a)に示した閉塞状態で図6(a)に示すように、希釈液容器5のラッチ部10が係合可能な係止用溝12が形成されている。

[0075] この図6(a)は使用前の分析用デバイス1を示す。この状態では保護キャップ2が閉塞されており、保護キャップ2の係止用溝12に希釈液容器5のラッチ部10が係合して希釈液容器5が矢印J方向に移動しないように液保持位置に係止されている。この状態で利用者に供給される。

[0076] 試料液の点着に際して保護キャップ2が図6(a)でのラッチ部10との係合に抗して図1(b)に示したように開かれると、保護キャップ2の係止用溝12が形成されている底部2bが弾性変形して図6(b)に示すように保護キャップ2の係止用溝12と希釈液容器5のラッチ部10との係合が解除される。

[0077] この状態で、分析用デバイス1の露出した注入口13に試料液を点着して保護キャップ2を閉じる。この際、保護キャップ2を閉じることによって、係止用溝12を形成していた壁面14が、希釈液容器5のラッチ部10の保護キャップ2の側の面5bに当接して、希釈液容器5を前記矢印J方向(液放出位置に近づく方向)に押し込む。希釈液容器収容部11には、ベース基板3の側から突出部としての開封リブ11aが形成されており、希釈液容器5が保護キャップ2によって押し込まれると、希釈液容器5の斜めに傾斜した開口部7のシール面に張られていたアルミシール9が図6(c)に示すように開封リブ11aに衝突して破られる。

[0078] なお、図7は分析用デバイス1を図6(a)に示した出荷状態にセットする製造工程を示している。まず、保護キャップ2を閉じる前に、希釈液容器5の下面に設けた溝42(図3と図4(d)参照)と、カバー基板4に設けた孔43とを位置合わせして、この液保持位置において孔43を通して希釈液容器5の溝42に、ベース基板3またはカバー基板4とは別に設けられた係止治具44の突起44aに係合させて、希釈液容器5を液保持位置に係止

した状態にセットする。そして、保護キャップ2の上面に形成されている切り欠き45（図1参照）から、押圧治具46を差し入れて保護キャップ2の底面を押圧して弾性変形させた状態で保護キャップ2を閉じてから押圧治具46を解除することによって、図6（a）の状態にセットできる。

[0079] なお、この実施の形態では希釈液容器5の下面に溝42を設けた場合を例に挙げて説明したが、希釈液容器5の上面に溝42を設け、この溝42に対応してベース基板3に孔43を設けて係止治具44の突起44aを溝42に係合させるようにも構成できる。

[0080] また、保護キャップ2の係止用溝12が希釈液容器5のラッチ部10に直接に係合して希釈液容器5を液保持位置に係止したが、保護キャップ2の係止用溝12と希釈液容器5のラッチ部10とを間接的に係合させて希釈液容器5を液保持位置に係止することもできる。

[0081] この分析用デバイス1を、図8と図9に示す分析装置100のターンテーブル101にセットする。

[0082] この実施の形態では、ターンテーブル101は、図9に示すように傾斜した回転軸心107に取り付けられて水平線Hに対して角度 $\theta$ だけ傾斜しており、分析用デバイス1の回転停止位置に応じて、分析用デバイス1内の溶液にかかる重力の方向を制御できる。

[0083] 具体的には、図32（a）に示す位置（真上を $0^\circ$ （ $360^\circ$ ）として表現した場合に $180^\circ$ 付近の位置）で分析用デバイス1を停止させた場合は、操作キャビティ121の下側122が正面から見て下側に向くため、操作キャビティ121内の溶液125は外周方向（下側122）に向かって重力を受ける。

[0084] また、図32（b）に示す $60^\circ$ 付近の位置で分析用デバイス1を停止させた場合は、操作キャビティ121の左上側123が正面から見て下側に向くため、操作キャビティ121内の溶液125は左上方向に向かって重力を受ける。同様に、図32（c）に示す $300^\circ$ 付近の位置では、操作キャビティ121の右上側124が正面から見て下側に向くため、操作キャビティ

121内の溶液125は右上方向に向かって重力を受ける。

[0085] このように、回転軸心107に傾斜を設け、任意の位置に分析用デバイス1を停止させることで、分析用デバイス1内の溶液を所定の方向に移送させるための駆動力の1つとして利用できる。

[0086] 分析用デバイス1内の溶液にかかる重力の大きさは、回転軸心107の角度 $\theta$ を調整することで設定することができ、移送する液量と、分析用デバイス1内の壁面に付着する力との関係に応じて設定することが望ましい。

[0087] 角度 $\theta$ は、 $10^\circ \sim 45^\circ$ の範囲が望ましく、角度 $\theta$ が $10^\circ$ より小さいと溶液にかかる重力が小さすぎて移送に必要な駆動力が得られないおそれがあり、角度 $\theta$ が $45^\circ$ より大きくなると回転軸心107への負荷が増大したり、遠心力で移送させた溶液が自重で勝手に動いて制御できなくなるおそれがある。

[0088] ターンテーブル101の上面には環状溝102が形成されており、分析用デバイス1をターンテーブル101にセットした状態では分析用デバイス1のカバー基板4に形成された回転支持部15と保護キャップ2に形成された回転支持部16が環状溝102に係合してこれを収容している。

[0089] ターンテーブル101に分析用デバイス1をセットした後に、ターンテーブル101の回転させる前に分析装置のドア103を閉じると、セットされた分析用デバイス1は、ドア103の側に設けられたクランパ104によって、ターンテーブル101の回転軸心上の位置が付勢手段としてのバネ105aの付勢力でターンテーブル101の側に押さえられて、分析用デバイス1は、回転駆動手段106によって回転駆動されるターンテーブル101と一体に回転する。107はターンテーブル101の回転中の軸心を示している。

[0090] 図10と図11(a)に示すようにターンテーブル101の環状溝102の内周には、等間隔に複数の溝115がターンテーブル101の側の回り止め用係合部として設けられている。図11(a)は図10のA-A断面図、図11(b)は図10のB-B断面図を示す。ターンテーブル101の

溝 115 と溝 115 の間の仕切壁 116 の頂部は山形形状に成形されている。また、溝 115 と溝 115 の間の仕切壁 116 の内径 R1 が、分析用デバイス 1 の底面中央に設けられターンテーブル 101 の環状溝 102 に收容される回転支持部 15 の外径 R2 よりも大きい。

[0091] このように構成したため、ターンテーブル 101 に分析用デバイス 1 をセットすると、図 9 に示すように、ターンテーブル 101 の環状溝 102 の中央に調芯用嵌合部として形成された中央凸部 117 が分析用デバイス 1 の回転支持部 15 の内側に位置して、分析用デバイス 1 とターンテーブル 101 の中心を合わせる調芯用嵌合部として作用する。この際には、ターンテーブル 101 の環状溝 102 の内周に等間隔に形成されている溝 115 の何れかに、図 9 と図 12 に示すように分析用デバイス 1 の凸部 114 の先端 114a が係合して、ターンテーブル 101 の周方向に分析用デバイス 1 がスリップしない状態になる。

[0092] 保護キャップ 2 は注入口 13 の付近に付着した試料液が、分析中に遠心力によって外部へ飛散を防止するために取り付けられている。

[0093] 分析用デバイス 1 を構成する部品の材料としては、材料コストが安価で量産性に優れる樹脂材料が望ましい。前記分析装置 100 は、分析用デバイス 1 を透過した光を測定する光学的測定方法によって試料液の分析を行うため、ベース基板 3 およびカバー基板 4 の材料としては、PC, PMMA, AS, MS などの透明性が高い合成樹脂が望ましい。

[0094] また、希釈液容器 5 の材料としては、希釈液容器 5 の内部に希釈液 8 を長期間封入しておく必要があるため、PP, PE などの水分透過率の低い結晶性の合成樹脂が望ましい。保護キャップ 2 の材料としては、成形性のよい材料であれば特に問題がなく、PP, PE, ABS などの安価な樹脂が望ましい。

[0095] ベース基板 3 とカバー基板 4 との接合は、前記收容エリアに担持された試薬の反応活性に影響を与えにくい方法が望ましく、接合時に反応性のガスや溶剤が発生しにくい超音波溶着やレーザー溶着などが望ましい。

- [0096] また、ベース基板 3 とカバー基板 4 との接合によってベース基板 3、カバー基板 4 の間の微小な隙間による毛細管力によって溶液を移送させる部分には、毛細管力を高めるための親水処理がなされている。具体的には、親水性ポリマーや界面活性剤などを用いた親水処理が行われている。ここで、親水性とは水との接触角が  $90^\circ$  未満のことをいい、より好ましくは接触角  $40^\circ$  未満である。
- [0097] 図 13 は分析装置 100 の構成を示す。
- [0098] この分析装置 100 は、ターンテーブル 101 を回転させるための回転駆動手段 106 と、分析用デバイス 1 内の溶液を光学的に測定するための光学測定手段 108 と、ターンテーブル 101 の回転速度や回転方向および光学測定手段の測定タイミングなどを制御する制御手段 109 と、光学測定手段 108 によって得られた信号を処理し測定結果を演算するための演算部 110 と、演算部 110 で得られた結果を表示するための表示部 111 とで構成されている。
- [0099] 回転駆動手段 106 は、ターンテーブル 101 を介して分析用デバイス 1 を回転軸心 107 の回りに任意の方向に所定の回転速度で回転させるだけでなく、所定の停止位置で回転軸心 107 を中心に所定の振幅範囲、周期で左右に往復運動をさせて分析用デバイス 1 を揺動させることができるように構成されている。
- [0100] 光学測定手段 108 には、分析用デバイス 1 の測定部に特定の波長光を照射するための光源 112 と、光源 112 から照射された光のうち、分析用デバイス 1 を通過した透過光の光量を検出するフォトディテクタ 113 とを備えている。
- [0101] 分析用デバイス 1 をターンテーブル 101 によって回転駆動して、注入口 13 から内部に取り込んだ試料液を、注入口 13 よりも内周にある前記回転軸心 107 を中心に分析用デバイス 1 を回転させて発生する遠心力と、分析用デバイス 1 内に設けられた毛細管流路の毛細管力を用いて、分析用デバイス 1 の内部で溶液を移送していくよう構成されており、分析用デバイス 1 の

マイクロチャネル構造を分析工程とともに詳しく説明する。

- [0102] 図14は分析用デバイス1の注入口13の付近を示している。
- [0103] 図14(a)は注入口13を分析用デバイス1の外側から見た拡大図を示し、図14(b)は保護キャップ2を開いて指先120から試料液18を採取するときの様子を示したものであり、図14(c)は前記マイクロチャネル構造をターンテーブル101の側からカバー基板4を透過して見たものである。
- [0104] 注入口13は分析用デバイス1の内部に設定された回転軸心107から外周方向へ突出した形状で、内周方向に伸長するようベース基板3とカバー基板4との間に形成された微小な隙間 $\delta$ の毛細管力の作用する誘導部17を介して、毛細管力により必要量保持できる毛細管キャビティ19に接続されているため、保護キャップ2を開いてこの注入口13に試料液18を直接に付けることによって、注入口13の付近に付着した試料液が誘導部17の毛細管力によって分析用デバイス1の内部に取り込まれる。
- [0105] 誘導部17と毛細管キャビティ19と接続部にはベース基板3に凹部21を形成して通路の向きを変更する屈曲部22が形成されている。
- [0106] 誘導部17から見て毛細管キャビティ19を介してその先には、毛細管力が作用しない隙間の受容キャビティ23aが形成されている。毛細管キャビティ19と屈曲部22および誘導部17の一部の側方には、一端が分離キャビティ23に接続され、他端が大気に開放したキャビティ24が形成されている。キャビティ24の作用によって、注入口13から採取された試料液は誘導部17および毛細管キャビティ19のキャビティ24が形成されていない側の側壁を優先的に伝って充填されていくため、注入口13で気泡が混入した場合に、誘導部17のキャビティ24と隣接している区間内で空気がキャビティ24に向かって排出され、気泡を巻き込まずに試料液18を充填することができる。
- [0107] 図15はこのようにして点着後の分析用デバイス1をターンテーブル101にセットして回転させる前の状態を示している。このとき、図6(c)で

説明したように希釈液容器5のアルミシール9が開封リブ11aに衝突して破られている。25a~25mはベース基板3に形成された空気孔である。

[0108] また、図16に示すように遠心力を得る回転軸心107から外周に向かう方向（矢印K方向）に液を送る溢流キャビティの途中に、前工程から後工程に周方向に液を送る毛細管流路37が交差して配置され、前記液が前記遠心力によって前記毛細管流路37を乗り越えて排出される。具体的には、分析用デバイス1の中央から外周に向かう外周方向（矢印K方向）に保持キャビティ27、混合キャビティ39が配置されている。保持キャビティ27と混合キャビティ39の側方には前記外周方向に溢流キャビティ29a、29bとリファレンス測定チャンバー29cが配置されている。溢流キャビティ29a、29bの途中には、リファレンス測定チャンバー29cに向かう余剰希釈液の流れ方向と交差して毛細管流路37が形成されている。

[0109] さらに、分析用デバイス1には、大気と連通する溢流キャビティ29eとリファレンス測定チャンバー29cとの間に、リファレンス測定チャンバー29cとは溢流流路28cを介して連通し、溢流キャビティ29eとは溢流流路28dを介して連通する溢流キャビティ29dが設けられている。

[0110] 分析工程を、回転駆動手段106の運転を制御している制御手段109の構成と共に説明する。

[0111] — 工程1 —

検査を受ける試料液が注入口13に点着された分析用デバイス1は、図16(a)に示すように毛細管キャビティ19内に試料液を保持し、希釈液溶液5のアルミシール9が破られた状態でターンテーブル101にセットされる。

[0112] — 工程2 —

ドア103を閉じた後にターンテーブル101を時計方向（C2方向）に回転駆動すると、保持されている試料液が屈曲部22の位置で破断し、誘導部17内の試料液は保護キャップ2内に排出され、毛細管キャビティ19内の試料液18は図16(b)に示すように受容キャビティ23aを介して分

離キャビティ 23 b, 23 c に流入するとともに、分離キャビティ 23 b, 23 c で血漿成分 18 a と血球成分 18 b とに遠心分離される。

[0113] 希釈液容器 5 から流出した希釈液 8 は、図 16 (b) および図 23 (a) に示すように排出流路 26 を介して保持キャビティ 27 に流入する。保持キャビティ 27 に流入した希釈液 8 が所定量を超えると、余剰の希釈液 8 は溢流流路 28 a を介して溢流キャビティ 29 a に流れ込み、さらに毛細管流路 37 を乗り越えて、溢流キャビティ 29 b、溢流通路 28 b を経由して、リファレンス測定チャンバーとしての溢流キャビティ 29 c に流れ込む。

[0114] 溢流キャビティ 29 c に流入した希釈液は、保持キャビティ 27 と同様に、所定量を超えると、余剰の希釈液はリファレンス側溢流流路としての溢流流路 28 c を介して遮断用溢流キャビティとしての溢流キャビティ 29 d に流れ込む。

[0115] なお、希釈液容器 5 は、アルミシール 9 でシールされている開口部 7 とは反対側の底部の形状が、図 4 (a) (b) に示すように円弧面 32 で形成され、かつ図 16 (b) に示す状態の希釈液容器 5 の液放出位置においては、図 17 に示すように円弧面 32 の中心 m が回転軸心 107 よりも排出流路 26 に近づくよう距離 d だけオフセットするように形成されているため、この円弧面 32 に向かうように流れた希釈液 8 が円弧面 32 に沿って外側から開口部 7 に向かう流れ (矢印 n 方向) に変更されて、希釈液容器 5 の開口部 7 から効率よく希釈液容器収容部 11 に放出される。

[0116] ー 工程 3 ー

次に、ターンテーブル 101 の回転を停止させると、血漿成分 18 a は分離キャビティ 23 b の壁面に形成された毛細管キャビティ 33 に吸い上げられ、毛細管キャビティ 33 と連通する連結流路 30 を介して図 18 (a) に示すように計量流路 38 に流れて定量が保持される。

[0117] ここで、この実施の形態では、計量流路 38 の出口に、充填確認エリア 38 a が内周方向に伸長するように形成されており、次工程に移る前に、100 rpm 前後で低速回転させて、充填確認エリア 38 a に血漿成分 18 a を

保持したまま、光学的に血漿成分 18 a の有無を検出することができる構成としている。分析用デバイス 1 内の充填確認エリア 38 a の内面は、光を透過させたときに充填確認エリア 38 a を通過する光が散乱するように表面を粗らしており、血漿成分 18 a が充填されていない場合は、透過する光量が減少し、血漿成分 18 a が充填された場合は、表面の微細な凹凸にも液が充填されるため、光の散乱が抑制されて透過する光量が増加する。その光量の差を検出することで血漿成分 18 a の充填の有無を検出可能としている。

[0118] また、分離キャビティ 23 b, 23 c 内の試料液は、分離キャビティ 23 c と溢流キャビティ 36 b を連結しているサイホン形状を有する連結流路 34 内に呼び水され、同様に、希釈液 8 も保持キャビティ 27 と混合キャビティ 39 を連結しているサイホン形状を有する連結流路 41 内に呼び水される。

[0119] ここで、連結流路 41 の出口に形成された流入防止溝 32 a は、連結流路 41 から計量流路 38 へ希釈液 8 が流入するのを防止するために形成されており、ベース基板 3 およびカバー基板 4 の両方に 0.2 mm ~ 0.5 mm 程度の深さで形成されている。

[0120] 毛細管キャビティ 33 は、分離キャビティ 23 b の最外周の位置から内周側に向かって形成されている。換言すると、毛細管キャビティ 33 の最外周の位置は、図 16 (b) に示す血漿成分 18 a と血球成分 18 b との分離界面 18 c よりも外周方向に伸長して形成されている。

[0121] このように毛細管キャビティ 33 の外周側の位置を上記のように設定することによって、毛細管キャビティ 33 の外周端が、分離キャビティ 23 b において分離された血漿成分 18 a と血球成分 18 b に浸かっており、血漿成分 18 a は血球成分 18 b に比べて粘度が低いため、血漿成分 18 a の方が優先的に毛細管キャビティ 33 によって吸い出され、連結流路 30 を介して計量流路 38 に向かって血漿成分 18 a を移送できる。

[0122] また、血漿成分 18 a が吸い出された後、血球成分 18 b も血漿成分 18 a の後を追って吸い出されるため、毛細管キャビティ 33 および連結流路 3

0の途中までの経路を血球成分18bで置換することができ、計量流路38が血漿成分18aで満たされると、連結流路30および毛細管キャビティ33内の液の移送も止まるため、計量流路38に血球成分18bが混入することはない。

[0123] したがって、従来の構成よりも送液ロスを最小限に抑えることができるため、測定に必要な試料液の量を低減することができる。

[0124] また、図24に連結流路34とその周辺の拡大図を示し、この連結流路34とその周辺を詳しく説明する。

[0125] 従来、図24(a)に示すように、分離キャビティ23b, 23cに残った試料液が毛細管キャビティ33に吸上げられて次工程に移送されないように、分離キャビティ23cの最外周位置( $r_1$ )と連結し、且つ出口の半径位置( $r_2$ )が $r_1 < r_2$ となるサイホン形状を有する連結流路34を設けており、試料液が連結流路34内に呼び水された後、ターンテーブル101を回転させて分離キャビティ23b, 23c内に残留する試料液をサイホン効果によって溢流キャビティ36bに排出している。しかし、試料液が血液の場合、連結流路34を流れる血球成分18bの移送速度に個人差があるため、血球成分18bが連結流路34の出口まで到達する時間を多く見込んで、次工程の回転を始める必要がある。その際に、連結流路34の出口に早く到達した血球成分18bは、次工程までの待ち時間の間に凝固が促進され、次工程の回転を始めた際に、連結流路34の出口を詰まらせて排出できないことがわかってきた。この現象を回避するために、連結流路34の出口の位置( $r_2$ )を更に外周側に伸ばすことで、連結流路34の出口まで充填させず、血球成分18bの凝固を抑制することも可能であるが、分析用デバイス1の小型化には適さない。

[0126] ここで、この実施の形態では、図24(b)に示すように、連結流路34の出口から更に周方向および内周方向に向かって液溜り部34aを設けている。このように液溜り部34aを設けることで、血球成分18bは連結流路34の出口に到達しても、液溜り部34aに流入するため、連結流路34の

出口で血球成分 18 b の移送が停止することがない。

[0127] また、連結流路 34 の幅 (w1) よりも液溜り部 34 a の幅 (w2) が広がるように形成したため、血球成分 18 b の液先端に働く表面張力の方向が一方向に向かなくなり推進力が分散する。そのため、血球成分 18 b は液溜り部 34 a に流入後に移送速度が低下するため、少ないエリアで移送速度の個人差を吸収することができる。

[0128] また、図 24 (c) に示すように、連結流路 34 の出口から更に内周方向に向かって液溜り用連結流路 34 b を設けることもできる。液溜り用連結流路 34 b の出口には、大気開放キャビティ 31 a と、その内部に大気と連通する空気孔 25 n が設けられている。

[0129] このようにすることで、図 24 (b) の構成と同様の効果が得られる。

[0130] — 工程 4 —

ターンテーブル 101 を時計方向 (C2 方向) に回転駆動すると、図 18 (b) に示すように、計量流路 38 に保持されていた血漿成分 18 a は大気開放キャビティ 31 の位置で破断し、定量だけ混合キャビティ 39 に流れ込み、保持キャビティ 27 内の希釈液 8 もサイホン形状の連結流路 41 を介して混合キャビティ 39 に流れ込む。

[0131] また、分離キャビティ 23 b, 23 c および連結通路 30、毛細管キャビティ 33 内の試料液 18 はサイホン形状の連結流路 34 と逆流防止通路 35 を介して溢流キャビティ 36 a に流れ込む。

[0132] — 工程 5 —

次に、ターンテーブル 101 の回転を停止し、分析用デバイス 1 を図 18 (b) に示す位置にして、±1 mm 程度の揺動を分析用デバイス 1 に与えるようにターンテーブル 101 を 40~80 Hz の周波数で制御して、混合キャビティ 39 内に移送された希釈液 8 と血漿成分 18 a からなる測定対象の希釈血漿 40 を攪拌する。

[0133] — 工程 6 —

その後に、分析用デバイス 1 を図 19 (a) に示す位置にして、±1 mm

程度の揺動を分析用デバイス 1 に与えるようにターンテーブル 101 を 80 ~ 200 Hz の周波数で制御して、混合キャビティ 39 に保持される希釈血漿 40 を希釈血漿 40 の液面よりも内周側に形成された毛細管流路 37 の入口まで移送する。図 37 (a) は混合キャビティ 39 の側から毛細管流路 37 の入口付近を見た斜視図を示している。

[0134] 毛細管流路 37 の入口まで移送された希釈血漿 40 は、毛細管力によって毛細管流路 37 内に吸い出され、毛細管流路 37、計量流路 47 a, 47 b, 47 c、溢流流路 47 d に順次移送される。

[0135] ここで、この実施の形態の混合キャビティ 39 の構成および溶液の移送方法について図 25 ~ 図 31 をもとに詳細に説明する。

[0136] 図 25 (a) は揺動前の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図であり、図 25 (b) は揺動後の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図、図 25 (c) は図 25 (b) に示す混合キャビティ 39 の A-A 断面図である。

[0137] 混合キャビティ 39 は、混合キャビティ 39 の内周側から最外周位置に向かって先すぼまりの傾斜した壁面で形成しており、希釈血漿 40 を液面高さ (d1) で保持できるように構成すると共に、液面高さ d1 よりも内周位置 (d0) に次工程へ希釈血漿 40 を移送するための毛細管流路の入口 37 a を設ける構成としている。尚、本実施の形態で操作している混合キャビティ 39 内の液量は数十  $\mu$  l 程度である。そのため、混合キャビティ 39 の壁面に働く表面張力が高く、重力の影響を受けにくくなっている。

[0138] 図 25 (a) に示す操作キャビティ 121 の位置で揺動を行った場合を例に、操作キャビティとしての混合キャビティ 39 に保持される希釈血漿 40 の動きについて説明していく。

[0139] 混合キャビティ 39 内の希釈血漿 40 の液面は、図 25 (b) に示すように、揺動の慣性力によって左右に動かされるため、希釈血漿 40 は混合キャビティ 39 の両側の壁面に引っ張られるような液面を形成していく。

[0140] そのため、両側の壁面に引っ張られる液面の高さは、揺動を繰り返すこと

で混合キャビティの内周方向に伸長するため、毛細管流路の入口 37 a に向かって移送することが可能となる。

[0141] しかしながら、混合キャビティ 39 の厚み ( $t_1$ ) を一定にして形成した場合、図 28 (c) に示すように、希釈血漿 40 は天面 (ベース基板 3 側の面) に沿って液面が伸長していくため、ベース基板 3 とカバー基板 4 の接界面の近傍に設けた毛細管流路の入口 37 a に到達することができない。

[0142] (実施例 1)

そのため、この実施の形態では、図 26 に示す構成によって液面の制御を行っている。図 26 (a) は、揺動前の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図であり、図 26 (b) は、揺動後の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図、図 26 (c) は、図 26 (b) に示す混合キャビティ 39 の B-B 断面図である。

[0143] 混合キャビティ 39 は、希釈血漿 40 の液面高さ ( $d_1$ ) よりも内周位置 ( $d_2$ ) に、厚みが拡大 ( $t_1 < t_2$ ) するよう段差 39 a を設ける構成である。

[0144] このように構成して揺動することで、混合キャビティ 39 の両壁面を伸長する液面は、天面に設けられた段差 39 a によって液面の伸長が抑制され、代わって段差 39 a を基点に底面側の液面が内周方向に伸長するようになる。これは、液面の伸長方向と異なる方向に表面張力を働かせるよう段差 39 a を設けたためである。そのため、毛細管流路の入口 37 a に到達することが可能となる。

[0145] しかしながら、工程 5 において、血漿成分 18 a と希釈液 8 を混合キャビティ 39 内で保持し、揺動によって確実に攪拌する必要があるため、工程 5 の揺動中に毛細管流路の入口 37 a に液面が到達して、毛細管流路 37 に吸い出されないように毛細管流路の入口 37 a の位置 ( $d_0$ ) と液面位置 ( $d_1$ ) の距離を十分に離しておく必要がある。特に、本実施の形態のような数十  $\mu$  l の液量を扱う場合、図 26 に示す構成のみでは、揺動によって内周方向に伸長する液面の距離が短く、毛細管流路 37 の入口 37 a まで液面を到

達させることができない、もしくは毛細管流路の入口 37 a までの距離を十分に離すことができずに、攪拌中に希釈血漿 40 が毛細管流路 37 に吸い出される可能性がある。

[0146] (実施例 2)

揺動によって混合キャビティ 39 の一側面のみ液面の伸長距離を伸ばす構成について、図 27 をもとに説明する。図 27 (a) は、揺動前の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図である。図 27 (b) は、揺動後の混合キャビティ 39 内の液面の状態を示す平面図、図 27 (c) は、図 27 (b) に示す混合キャビティ 39 の C-C 断面図である。

[0147] 混合キャビティ 39 は、毛細管流路の入口 37 a がある側壁 39 d と対抗する側壁 39 e に、希釈血漿 40 の液面高さ (d 1) よりも内周位置 (d 3) で、内周方向に向かって更に広がるよう屈曲させた屈曲部 39 b を設ける構成である。

[0148] このように構成して揺動することで、混合キャビティ 39 の毛細管流路の入口 37 a がある側壁 39 d と対抗する側壁 39 e を伸長する液面は、壁面に設けられた屈曲部 39 b によって液面の伸長が抑制され、毛細管流路の入口 37 a がある壁面の液面が内周方向に更に伸長するようになる。これは、液面の伸長方向と異なる方向に表面張力を働かせるよう屈曲部 39 b を設けたためである。そのため、毛細管流路の入口 37 a の距離を十分に離しても到達することが可能となる。

[0149] (実施例 3)

図 28 は、図 26 の構成と図 27 の構成を組み合わせ液面の制御を行っている。図 26 に示す構成における液面の動きについては、図 26 および図 27 で説明したとおりである。

[0150] (実施例 4)

分析用デバイス 1 をより小型化するためには、図 29 (a) に示すように、混合キャビティ 39 に保持される希釈血漿 40 の液面の近傍に計量流路 38 の出口を形成することが考えられる。

- [0151] 計量流路38に保持される血漿成分18aは、分析用デバイス1の回転によって発生する遠心力で混合キャビティ39に移送されるが、その際にカバー基板4の表面を濡らすように移送される。一度濡らされた表面は表面張力が低下するため、液が伝わりやすくなるため、混合キャビティ39を揺動させると、図29(b)に示すように血漿成分18aが通った経路にも希釈血漿40が濡れ広がっていき、計量流路38の出口に到達して計量流路38に逆流してしまう。
- [0152] そのため、この実施の形態では、さらに図30に示す構成によって液面の制御を行っている。
- [0153] 図30(a)において図29(a)との構成の違いは、カバー基板4に凹部(follow)39cを設けた点である。凹部39cは希釈血漿40の液面高さ(d1)よりも内周位置に形成しており、カバー基板4の表面を伝って濡れ広がってほしくない領域(計量流路38の出口周辺、屈曲部39bの周辺など)全てに形成している。このとき、毛細管流路の入口37aがある壁面側には、凹部が形成されていない幅wの領域39fを残している。
- [0154] このように構成することで、混合キャビティ39を揺動させても、血漿成分18aを移送した際に濡れた経路への液面の広がりを凹部39cの段差部分に働く表面張力によって抑制することが可能となり、毛細管流路の入口37aに希釈血漿40の液面を到達させることができる。
- [0155] カバー基板4に形成する凹部39cの内面には、あらかじめ撥水剤などによる撥水処理を行うとより効果的である。
- [0156] 混合キャビティ39から毛細管流路37への希釈血漿40の吸い出しが開始されると、混合キャビティ39内の液面の状態は、図31に示すようになる。
- [0157] 混合キャビティ39から希釈血漿40を吸い出すには、図19(a)に示す位置付近で揺動を行うのが効率がよく、毛細管流路37も毛細管力と毛細管流路37に流入してくる希釈血漿に働く重力の両方の作用によって、移送速度が促進される。

- [0158] また、毛細管流路 37 を経由して、計量流路 47a, 47b, 47c および溢流流路 47d まで希釈血漿 40 が到達する間、揺動を繰り返すことで、混合キャビティ 39 に付着しようとする希釈血漿 40 の表面張力を、揺動の慣性力によって抑制することができるため、移送速度が更に促進される。
- [0159] 図 25 ~ 図 31 で説明した混合キャビティ 39 の構成および溶液の移送方法の説明を終わって、次に、本実施の形態における分析用デバイス 1 の小型化について、図 23 および図 33 をもとに説明する。
- [0160] 図 33 (a) は、保持キャビティ 27 と混合キャビティ 39 の間に溢流キャビティ 29c を配置した場合のレイアウト図である。
- [0161] 保持キャビティ 27 に移送された希釈液 8 は、所定量を超えると溢流流路 28a を介して溢流キャビティ 29a に流れ込み、さらに溢流流路 28b を経由して溢流キャビティ 29c に流れ込むよう配置している。
- [0162] ここで、溢流キャビティ 29c は、分析用デバイス 1 を小型化するために保持キャビティ 27 の外周位置に隣接して形成する必要がある。
- [0163] 混合キャビティ 39 は血漿成分 18a および希釈液 8 が図 33 (a) において右側から移送されてくるため、混合した希釈血漿 40 を混合キャビティ 39 の右側から次工程へ移送するのは困難であり、混合キャビティ 39 の左側へ移送する必要がある。
- [0164] しかしながら、毛細管流路 37 は溢流キャビティ 29c の外周側を通過して左側に展開する必要があるため、毛細管流路 37 を配置できる半径位置によって混合キャビティ 39 の位置も決まってくる。そのため、溢流キャビティ 29c を保持キャビティ 27 と混合キャビティ 39 の間に配置することによって、外形はその間の距離  $\Delta R_1$  だけ拡大した  $R_2$  となってしまう。
- [0165] また、毛細管流路 37 も外周よりに配置された分、内周位置まで展開する経路が長くなるため、希釈血漿 40 のロスが拡大する。
- [0166] 図 33 (b) は、溢流キャビティ 29a を周方向に伸長するよう配置した場合のレイアウト図である。
- [0167] 溢流キャビティ 29a を周方向に伸長するように形成したため、混合キャ

ビティ 39 の位置を保持キャビティ 27 に隣接するよう内周側に配置できるが、溢流キャビティ 29 a が左側のエリアに配置されたために、毛細管流路 37 を展開できる内周位置が  $\Delta R 2$  だけ外周方向に寄せられてしまう。そのため、次工程に必要な流路やキャビティを配置できるスペース  $D 1$  が  $\Delta R 2$  だけ縮小された  $D 2$  になってしまうため、配置することが困難となり、結果として外形は  $\Delta R 2$  だけ拡大した  $R 3$  になってしまう。

[0168] そのため、この実施の形態では、図 33 (c) に示す構成にすることで分析用デバイス 1 の小型化を実現している。

[0169] 図 33 (c) において、保持キャビティ 27 に移送された希釈液 8 は、所定量を超えると溢流流路 28 a を介して溢流キャビティ 29 a に流れ込み、さらに溢流キャビティ 29 a の半径方向の外方に向かって毛細管流路 37、溢流キャビティ 29 b、溢流通路 28 b を経由して、最外周に配置された溢流キャビティ 29 c に流れ込む構成としている。

[0170] 混合キャビティ 39 は保持キャビティ 27 の外周位置に隣接するよう配置され、毛細管流路 37 は溢流キャビティ 29 a と溢流キャビティ 29 b の間を周方向に横断するように配置している。すなわち、遠心力で外周方向に移送する経路に対して、周方向に毛細管力で横断する経路を設けている。

[0171] このように配置したため、希釈液 8 の計量を行う場合には、図 23 (a) に示すように、矢印 Y の方向に遠心力が働くため、溢流キャビティ 29 a を通過する希釈液 8 は毛細管流路 37 の周方向の一端に連結される混合キャビティ 39 に流入することなく、溢流キャビティ 29 c まで移送される。

[0172] また、希釈血漿 40 を混合キャビティ 39 から毛細管流路 37 を介して次工程へ移送する場合には、図 23 (b) に示すように、矢印 X の方向に毛細管力が働くため、毛細管流路 37 に隣接して形成される溢流キャビティ 29 a、29 b に希釈血漿 40 が流入することなく移送できる。

[0173] この時、溢流キャビティ 29 c および溢流キャビティ 29 d に移送された希釈液 8 は、分析用デバイス 1 の回転の停止と共に、大気と連通する大気側溢流キャビティとしての溢流キャビティ 29 e と接続される大気側溢流流路

としての溢流流路28d、および溢流流路28b、28cに充填されるため、溢流キャビティ29c、29dの両出口が大気と遮断されて内部が負圧になる。そのため、揺動を行いながら混合キャビティ39から毛細管流路37に液を移送しても、溢流キャビティ29cから希釈液8が流出することなく、希釈血漿40を次工程へ展開することができる。溢流キャビティ29c、29d内には気泡51a、51bが形成される。

[0174] このように、本実施の形態の分析デバイス1の構成を用いることで、 $\Delta R_1$ や $\Delta R_2$ などの余分な領域を使用することなく、必要な流路パターンを配置できるため、分析用デバイス1の小型化が実現可能となる。

[0175] なお、この実施の形態では、希釈液8を計量する際の排出された液の移送経路と混合後の希釈血漿40を次工程へ移送する経路が交差するよう配置しているが、特に限定された工程に使用されるものではない。

[0176] — 工程7 —

ターンテーブル101を時計方向（C2方向）に回転駆動すると、図19（b）に示すように、計量流路47a、47b、47cに保持されていた希釈血漿40は、大気と連通する大気開放キャビティ50との連結部である屈曲部48a、48b、48c、48dの位置で破断して、定量だけ測定チャンバー52b、52cおよび保持キャビティ53に流れ込む。

[0177] また、このとき溢流流路47dに保持されていた希釈血漿40は、逆流防止通路55を介して溢流キャビティ54に流れ込む。また、このとき毛細管流路37内の希釈血漿40は、溢流キャビティ29b、溢流流路28bを介して溢流キャビティ29cに流れ込む。

[0178] 計量流路47aの一部の側壁には、屈曲部48aの近傍に大気開放キャビティ50と連通するよう凹部49が形成されているため、屈曲部48aの近傍での壁面に付着する力が低下し、屈曲部48aでの液切れをよくしている。

[0179] 測定チャンバー52a～52cの形状は、遠心力の働く方向に伸長した形状で、具体的には、分析用デバイス1の回転中心から最外周に向かって分析

用デバイス 1 の周方向の幅が細く形成されている。

- [0180] 複数の測定チャンバー 5 2 a ~ 5 2 c の外周側の底部は分析用デバイス 1 の同一半径上に配置されているため、複数の測定チャンバー 5 2 a ~ 5 2 c を測定するのに同一波長の光源 1 1 2 やそれに対応するフォトディテクタ 1 1 3 を別の半径距離に複数個配置する必要が無く、装置のコストを削減できると共に、同一測定セル内に複数の異なる波長を用いて測定することもできるため、混合溶液の濃度に応じて最適な波長を選択することで測定感度を向上させることができる。
- [0181] さらに、各測定チャンバー 5 2 a ~ 5 2 c の周方向に位置する側壁の一側壁には、前記測定チャンバーの外周位置から内周方向に伸長するように毛細管エリア 5 6 a ~ 5 6 c が形成されている。図 1 9 ( b ) における F - F 断面を図 3 4 に示す。
- [0182] 毛細管エリア 5 6 b の吸い上げ可能な容量は、測定チャンバー 5 2 b に保持される試料液を全て收容できる容量よりも少ない容量に形成されている。毛細管エリア 5 6 a , 5 6 c も同様に、それぞれの測定チャンバー 5 2 a , 5 2 c に保持される試料液を全て收容できる容量よりも少ない容量に形成されている。
- [0183] 測定チャンバー 5 2 a ~ 5 2 c の光路長は、それぞれの検査対象の成分と試薬を反応させた後の混合溶液から得られる吸光度の範囲によって調整されている。
- [0184] また、毛細管エリア 5 6 a , 5 6 b , 5 6 c 内には図 3 5 ( a ) に示すように、それぞれの検査対象の成分と反応させるための試薬 5 8 a 1 , 5 8 a 2 , 5 8 b 1 , 5 8 b 2 , 5 8 b 3 , 5 8 c 1 , 5 8 c 2 が、毛細管エリア 5 6 a , 5 6 b , 5 6 c 内に形成された試薬担持部 5 7 a 1 , 5 7 a 2 , 5 7 b 1 , 5 7 b 2 , 5 7 b 3 , 5 7 c 1 , 5 7 c 2 に担持されている。図 3 5 ( a ) における G - G 断面を図 3 5 ( b ) に示す。
- [0185] 試薬担持部 5 7 b 1 , 5 7 b 2 , 5 7 b 3 のカバー基板 4 との間隙は、毛細管エリア 5 6 b のカバー基板 4 との間隙より薄くなるよう毛細管エリア 5 6 b

より突出して形成している。

[0186] そのため、この試薬担持部57b1, 57b2, 57b3に試薬58b1, 58b2, 58b3を塗布することで、試薬58b1, 58b2, 58b3の広がりや試薬担持部57b1, 57b2, 57b3と毛細管エリア56bとの段差で抑制できるため、種類の異なる試薬同士を混ざることなく担持することが可能となる。

[0187] さらには、試薬担持部57b1, 57b2, 57b3の隙の方が、毛細管エリア56bよりも薄いため、毛細管エリア56bに吸上げられた液が確実に試薬担持部57b1, 57b2, 57b3へ充填されるため、試薬58b1, 58b2, 58b3を確実に溶解させることができる。

[0188] 毛細管エリア56bは、50~300 $\mu$ m程度の毛細管力が作用する隙で形成しているため、試薬担持部57b1, 57b2, 57b3は毛細管エリア56bよりも数十 $\mu$ m程度だけ突出するように形成している。毛細管エリア56a, 56cにおいても同様に構成されている。

[0189] — 工程 8 —

次に、ターンテーブル101の回転を停止し、分析用デバイス1を図20(a)に示す位置にして、 $\pm 1$ mm程度の揺動を分析用デバイス1に与えるようにターンテーブル101を60~120Hzの周波数で制御して、保持キャビティ53に保持される希釈血漿40を希釈血漿40の液面に浸かるよう保持キャビティ53の側壁に形成された連結部59を介して毛細管力の作用により操作キャビティ61に移送する。

[0190] さらにターンテーブル101を120~200Hzの周波数で制御して、図36(a)に示す操作キャビティ61に担持された試薬67a, 67bと希釈血漿40を攪拌し、希釈血漿40内に含まれる特定の成分と試薬を反応させる。

[0191] また、測定チャンバー52b, 52cに移送された希釈血漿40は、毛細管力によって図20(a)に示すように毛細管エリア56b, 56cに吸い上げられ、この時点で試薬58b1, 58b2, 58b3, 58c1, 58

c 2の溶解が開始され、希釈血漿40内に含まれる特定の成分と試薬の反応が開始される。

[0192] 図36(a)に示すように、回転軸心107に対して保持キャビティ53の周方向に隣接して操作キャビティ61が形成されている。操作キャビティ61のカバー基板4との隙は毛細管力の作用する隙に形成されており、試薬67a, 67bが試薬担持部65a, 65bに担持されている。操作キャビティ61には、試薬67a, 67bの周辺で、具体的には試薬67a, 67bの間に半径方向に伸長した攪拌リブ63が形成されている。

[0193] 攪拌リブ63とカバー基板4との厚み方向の断面寸法は、図36(b)に示すように、操作キャビティ61のカバー基板4との厚み方向の断面寸法よりも小さい。

[0194] また、試薬担持部65a, 65bのカバー基板4との隙は、操作キャビティ61のカバー基板4との隙より薄くなるよう操作キャビティ61より突出して形成している。

[0195] そのため、試薬担持部65a, 65bの隙の方が、操作キャビティ61よりも薄いため、操作キャビティ61に流入した液が確実に試薬担持部65a, 65bへ充填されるため、試薬67a, 67bを確実に溶解させることができる。試薬担持部65a, 65bは操作キャビティ61よりも数十 $\mu\text{m}$ 程度だけ突出するように形成している。

[0196] 操作キャビティ61の内周側の側方にはキャビティ62が形成されており、キャビティ62は保持キャビティ53と連通部60で連結されている。キャビティ62のカバー基板4との隙は、毛細管力の作用しない隙に形成されている。またキャビティ62は、連通部60の近傍に形成された空気孔25hを介して大気に連通している。

[0197] 保持キャビティ53と操作キャビティ61とは、保持キャビティ53の側壁から前記連通部60を通過して延びる連結部59を介して連結されている。連結部59のカバー基板2との隙は、毛細管力の作用する隙に形成されている。ここでは連結部59の先端は、保持キャビティ53に保持された希釈

血漿 40 の液面よりも前記回転軸心について外周方向に伸長して形成されている。

[0198] 操作キャビティ 61 の外周側には、分離キャビティ 66 が形成されており、連結通路 64 を介して接続されている。連結通路 64 のカバー基板 4 との間の厚み方向の断面寸法は、毛細管力の作用する隙で、操作キャビティ 61 に作用する毛細管力よりも大きくなるよう制限されている。

[0199] 操作キャビティ 61 には希釈血漿 40 で満たされている空間と隙の大きさは同じであるけれども希釈血漿 40 で満たされていない僅かな空間 61a が残っている。

[0200] 図 20 (a) に示す状態では、希釈血漿 40 と試薬 67a, 67b とが接触して試薬 67a, 67b が希釈血漿 40 に溶け出す。この状態で分析用デバイス 1 を回転軸心 107 を中心に所定角度の揺動をさせると、操作キャビティ 61 の希釈血漿 40 は前記空間 61a があるために操作キャビティ 61 の中で移動して、この攪拌の際に、攪拌リブ 63 に衝突してより確実に攪拌される。これによって、試薬の比重が大きい場合であっても試薬を沈殿させないようにより有効に作用している。

[0201] — 工程 9 —

次に、ターンテーブル 101 を時計方向 (C2 方向) に回転駆動すると、図 20 (b) に示すように、操作キャビティ 61 の試薬と反応した希釈血漿が連結通路 64 を通過して分離キャビティ 66 に流れ込み、さらに高速回転を維持することで、操作キャビティ 61 内で生成された凝集物を遠心分離する。ここで、この実施の形態では、検査対象の成分と試薬を反応させる際に、前記反応を阻害する成分を前工程で排除するよう構成しており、操作キャビティ 61 で希釈血漿を試薬と反応させることで、後工程の反応を阻害する特定の成分を凝集処理し、次工程で遠心分離することで前記凝集物を排除している。

[0202] また、毛細管エリア 56b, 56c に保持されていた試薬と希釈血漿の混合溶液は、遠心力によって測定チャンバー 52b, 52c の外周側に移送す

ることで、試薬と希釈血漿の攪拌が行われる。

[0203] ここでは、分析用デバイス 1 の回転と停止の動作を繰り返し行うことで、試薬と希釈血漿の攪拌を促進しているため、拡散のみの攪拌に比べて確実に且つ短時間で攪拌を行うことが可能となる。

[0204] — 工程 10 —

次に、ターンテーブル 101 の回転を停止させると、希釈血漿 40 は分離キャビティ 66 の壁面に形成された毛細管キャビティ 69 に吸い上げられ、毛細管キャビティ 69 と連通する連結流路 70 を介して図 21 (a) に示すように計量流路 80 に流れて定量が保持される。

[0205] また、分離キャビティ 66 内の凝集物を含む希釈血漿 40 は、分離キャビティ 66 と溢流キャビティ 81 a を連結しているサイホン形状を有する連結流路 68 内に呼び水される。

[0206] また、測定チャンバー 52 b, 52 c に移送された試薬と希釈血漿の混合溶液は、毛細管力によって再び毛細管エリア 56 b, 56 c に吸い上げられる。

[0207] 毛細管キャビティ 69 の最外周の位置は、図 21 (a) に示すように、分離キャビティ 66 に保持される希釈血漿に浸かるように外周方向に伸長して形成されている。

[0208] このように毛細管キャビティ 69 を形成することで、比重の重い沈殿物よりも上澄みの希釈血漿の方が優先的に毛細管キャビティ 69 によって吸い出され、連結流路 70 を介して計量流路 80 に向かって沈殿物を除去した希釈血漿 40 を移送できる。

[0209] — 工程 11 —

ターンテーブル 101 を時計方向 (C2 方向) に回転駆動すると、図 21 (b) に示すように、計量流路 80 に保持されていた希釈血漿 40 は、大気と連通する大気開放キャビティ 83 との連結部である屈曲部 84 の位置で破断して、定量だけが測定チャンバー 52 a に流れ込む。

[0210] また、分離キャビティ 66 および連結通路 70、毛細管キャビティ 69 内

の希釈血漿 40 はサイホン形状の連結流路 68 を介して溢流キャビティ 81 a に流れ込む。

[0211] また、毛細管エリア 56 b, 56 c に保持されていた試薬と希釈血漿の混合溶液は、遠心力によって測定チャンバー 52 b, 52 c の外周側に移送することで、試薬と希釈血漿の攪拌が行われる。

[0212] ここで、溢流キャビティ 81 a に移送された希釈血漿 40 は、分析用デバイス 1 の回転の停止と共に、大気と連通する溢流キャビティ 81 b と接続される溢流流路 82 c に充填されるため、溢流キャビティ 81 a の出口が大気と遮断されて内部が負圧になる。そのため、溢流キャビティ 81 a から希釈血漿 40 が連結流路 68 を通って流出するのを防ぐことができる。

[0213] — 工程 12 —

次に、ターンテーブル 101 の回転を停止させると、測定チャンバー 52 a に移送された希釈血漿 40 は、毛細管力によって図 22 (a) に示すように毛細管エリア 56 a に吸い上げられ、この時点で試薬 58 a 1, 58 a 2 の溶解が開始され、希釈血漿 40 内に含まれる特定の成分と試薬の反応が開始される。

[0214] また、測定チャンバー 52 b, 52 c に移送された試薬と希釈血漿の混合溶液は、毛細管力によって再び毛細管エリア 56 b, 56 c に吸い上げられる。

[0215] — 工程 13 —

ターンテーブル 101 を時計方向 (C2 方向) に回転駆動すると、図 22 (b) に示すように、毛細管エリア 56 a, 56 b, 56 c に保持されていた試薬と希釈血漿の混合溶液は、遠心力によって測定チャンバー 52 a, 52 b, 52 c の外周側に移送することで、試薬と希釈血漿の攪拌が行われる。

[0216] 測定チャンバー 52 a に移送された希釈血漿 40 についても、工程 11 と工程 12 の動作を繰り返し行うことで、試薬と希釈血漿 40 の攪拌を促進しているため、拡散のみの攪拌に比べて確実に且つ短時間で攪拌を行うことが

可能となる。

[0217]

— 工程 14 —

分析用デバイス 1 を反時計方向（C 1 方向）または時計方向（C 2 方向）に回転駆動して、各測定チャンバー 5 2 a, 5 2 b, 5 2 c が光源 1 1 2 とフォトディテクタ 1 1 3 の間を通過するタイミングに、演算部 1 1 0 がフォトディテクタ 1 1 3 の検出値を読み取って、特定成分の濃度を算出する。なお、工程 7 および工程 1 1 で希釈血漿 4 0 が各測定チャンバー 5 2 a, 5 2 b, 5 2 c に流入した際に、各測定チャンバー 5 2 a, 5 2 b, 5 2 c が光源 1 1 2 とフォトディテクタ 1 1 3 の間を通過するタイミングに、演算部 1 1 0 がフォトディテクタ 1 1 3 の検出値を読み取ることで、試薬と反応前の吸光度を算出できるため、演算部 1 1 0 での計算処理に測定チャンバー 5 2 a, 5 2 b, 5 2 c のリファレンスデータとして利用することで、測定精度を改善することができる。

[0218]

（実施の形態 2）

上記の実施の形態 1 では、毛細管流路 3 7 を介して希釈血漿 4 0 を後工程に移送する際には、図 3 7（a）に示すように毛細管流路 3 7 の入口に、混合キャビティ 3 9 にある希釈血漿 4 0 が接触する位置で傾けて分析用デバイス 1 を停止させたが、図 3 7（b）に示す実施の形態 2 のように混合キャビティ 3 9 の側壁に混合キャビティ 3 9 の底部に向かって延びる毛細管流路 3 7 b を形成した場合には、混合キャビティ 3 9 にある希釈血漿 4 0 が毛細管流路 3 7 b を介して毛細管流路 3 7 の入口に移送することができるため、分析用デバイス 1 を図 3 7（a）に示すように傾けた位置にしなくても済む。

[0219]

上記の各実施の形態では、測定チャンバーにおいて光学的にアクセスして減衰量から成分を測定していたが、試薬と試料との反応物に測定チャンバーにおいて電氣的にアクセスして成分を測定する場合でも同様である。

[0220]

（実施の形態 3）

図 3 8, 図 3 9 は本発明の実施の形態 3 を示す。

[0221]

この分析用デバイスは、マイクロチャネル 2 0 4 a, 2 0 4 b を有するベ

ース基板 3 と、ベース基板 3 の開口部を閉塞するカバー基板 4 が貼り合わせて構成されている点は従来例を示す図 5 9 と同じであるが、ベース基板 3 における液体収容室 2 0 9 に対する計量室 2 1 0 の配置と、計量室 2 1 0 と溢流室 2 1 1 との接続が図 6 1 とは異なっている。

[0222] 図 3 8 はベース基板 3 の要部の斜視図を示し、図 3 9 はその平面図を示している。

[0223] 溢流室 2 1 1 の流入口 2 1 6 を、計量室 2 1 0 の溢流口 2 1 4 と同一の回転半径方向の上に配置し、溢流室 2 1 1 の流入口 2 1 6 と計量室 2 1 0 の溢流口 2 1 4 とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第 3 の毛細管通路 2 1 7 c で連結している。図 3 9 中の計量室 2 1 0 における L 1 は、液体収容室 2 0 9 から第 1 の連結通路 2 1 3 a を介して計量室 2 1 0 に流れ込んだ試料液を規定量だけサンプリングした状態の液面を示している。計量室 2 1 0 に流れ込んだ余剰分の試料液は、第 3 の毛細管通路 2 1 7 c の設置レベルを越えて溢流室 2 1 1 に流れ込んで、計量室 2 1 0 の試料液のサンプリング量を定量にしている。

[0224] 計量室 2 1 0 の最外周部は、分析用デバイスの回転軸心から、溢流室 2 1 1 の流入口 2 1 6 と毛細管通路 2 1 7 c の界面までの距離より内方に配置される曲管を備えたサイフォン形状の連結通路 2 1 5 を介して測定セル 2 1 2 に接続されている。2 0 8 は大気と連通した注入口、2 1 8、2 1 9 は大気側と連通する空気孔である。なお、連結通路 2 1 5 の幅を 0.5 mm ~ 2 mm、深さを 50  $\mu$ m ~ 200  $\mu$ m で形成しているが、毛細管力で連結通路 2 1 5 内を試料液で充填できるのであれば特に制限はない。

[0225] このように構成したため、図 6 1 と図 3 9 とを比べると、図 6 1 において液体収容室 2 0 9 の外周側と計量室 2 1 0 の内周側との間に見られたスペース S を削減することができ、図 6 1 では分析用デバイスの限られた径方向の寸法の中に、1 つの測定セル 2 1 2 を設けた場合であったが、この実施の形態 3 の場合には、分析用デバイスの径方向の寸法が図 6 1 と同じ場合には、より多くの測定セル 2 1 2 を設けることが出来る。また、測定セル 2 1 2 の

数が図61と同じでよい場合には分析用デバイスを小型化できる。

[0226] なお、連結通路215の途中で、計量室210の回転半径方向の最外方より外側の位置と測定セル212の間に仮想線で示すように毛細管バルブ222を設けて、計量室210と測定セル212を連結することもできる。

[0227] また、液体収容室209、計量室210、溢流室211、測定セル212の深さを0.3mm~2mmで形成しているが、試料液の量や吸光度測定するための条件（光路長、測定波長、試料液の反応濃度、試薬の種類等）によって調整可能である。

[0228] なお、第1の連結通路213aを通過する液体の流量が第3の毛細管通路217cを通過する液体の流量に比べて少なくなるように、第1の連結通路213aの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法のうちの少なくとも一方が、第3の毛細管通路217cの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法よりも小さく構成されている。具体的には、第1の連結通路213aの厚み方向の断面寸法を、深さ50 $\mu$ m~200 $\mu$ mの毛細管形状にして第3の毛細管通路217cよりも小さい寸法にすることによって、試料液を液体収容室209から計量室210へ移送して計量している際に、連結通路215内に保持される試料液の液面が連結通路215の最内方点を越えて計量中の試料液を測定セル212に移送してしまう現象を回避できるため、計量工程をより安定させることができる。

[0229] （実施の形態4）

図40、図41は本発明の実施の形態4を示す。

[0230] 従来例を示す図61では、溢流室211の流入口216を、計量室210の溢流口214より回転半径方向の内方に配置し、溢流室211の流入口216と計量室210の溢流口214を毛細管通路217で連結したが、この実施の形態4では図41に示すように溢流室211の流入口216を、計量室210の溢流口214より回転半径方向の外方に配置し、溢流室211の流入口216と計量室210の溢流口214を第4の毛細管通路217dで連結している。その他は図39と同様であって、同じ作用を成すものには同

一の符号を付けた。

- [0231] 図41中の計量室210におけるL1は、液体収容室209から流れ込んだ試料液を計量室210に規定量だけサンプリングした状態の液面を示しており、液体収容室209から計量室210に流れ込んだ余剰分の試料液が、第4の毛細管通路217dの設置レベルを越えて溢流室211に流れ込んで、計量室210の試料液のサンプリング量を規定量にしている。
- [0232] このように構成したため、図61と図41とを比べると、図61において液体収容室209の外周側と計量室210の内周側との間に見られたスペースSを図41に示した実施の形態4の場合には削減することができ、図61では分析用デバイスの限られた径方向の寸法の間、1つの測定セル212を設けた場合を図示して説明したが、実施の形態4の場合には、分析用デバイスの径方向の寸法が図61と同じ場合には、より多くの測定セル212を設けることが出来る。また、測定セル212の数が図61と同じでよい場合には分析用デバイスを小型化できる。
- [0233] なお、この場合にも図39に示した実施の形態3の場合と同様に、連結通路215の途中で、計量室210の回転半径方向の最外方より外側の位置と測定セル212の間に仮想線で示すように毛細管バルブ222を設けて、計量室210と測定セル212を連結することもできる。
- [0234] また、液体収容室209、計量室210、溢流室211、測定セル212の深さを0.3mm~2mmで形成しているが、試料液の量や吸光度測定するための条件（光路長、測定波長、試料液の反応濃度、試薬の種類等）によって調整可能である。
- [0235] なお、第1の連結通路213aを通過する液体の流量が第4の毛細管通路217dを通過する液体の流量に比べて少なくなるように、第1の連結通路213aの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法のうちの少なくとも一方が、第4の毛細管通路217dの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法よりも小さく構成されている。具体的には、第1の連結通路213aの厚み方向の断面寸法を、深さ50 $\mu$ m~200 $\mu$ mの毛細管形状にして第4の毛細

管通路 217d よりも小さい寸法にすることによって、試料液を液体収容室 209 から計量室 210 へ移送して計量している際に、連結通路 215 内に保持される試料液の液面が連結通路 215 の最内方点を越えて計量中の試料液を測定セル 212 に移送してしまう現象を回避できるため、計量工程をより安定させることができる。

[0236] (実施の形態 5)

上記の実施の形態 3 と実施の形態 4 では、液体収容室 209 へ試料液を注入したが、検査対象を希釈液で希釈したものを試料液とする場合には、ベース基板 3 の液体収容室 209 の上手側に、定量の検査対象と定量の希釈液とを混合する混合手段と、希釈液から定量の希釈液を計量する計量室ならびに余剰の希釈液を受容する溢流室などを設けることが必要になる。この場合には、実施の形態 3 または実施の形態 4 において試料液を計量室で定量して、余剰の試料液を溢流室に受容し、計量室で定量された試料液を計量室よりも後段へ移送する具体的な構成部分と同様の構成をベース基板 3 の液体収容室 209 の上手側に、さらに設けて少ないスペースで希釈液の定量ならびに余剰の希釈液の受容を実施できる。

[0237] 具体例として実施の形態 3 の変形例を図 42 に示す。

[0238] 図 42 に示した分析用デバイスのベース基板 3 には、希釈液を計量して混合室 209c へ移送する第 1 グループ G1 と、血液を計量して混合室 209c へ移送する第 2 グループ G2 と、混合室 209c で混合された試料液を測定セル 212 に移送する第 3 グループ G3 とが形成されている。第 1、第 2、第 3 グループ G1 ~ G3 の基本構成は同じであって、希釈液保持部 209a、血液保持部 209b が実施の形態 3 における液体収容室 209 に相当する。希釈液計量室 210a、血液定量室 210b、試料液計量部 210c が実施の形態 3 における計量室 210 に相当する。希釈液溢流室 211a、血液排出室 211b、試料液溢流室 211c が実施の形態 3 における溢流室 211 に相当する。

[0239] 注入口 208a から希釈液保持部 209a に注入された希釈液は、第 1 の

連結通路 213a を介して希釈液計量室 210a に流れる。希釈液計量室 210a で余剰となった希釈液は、実施の形態 3 における第 3 の毛細管通路 217c に相当する第 5 の毛細管通路 217e を介して希釈液溢流室 211a に流れる。希釈液計量室 210a で定量となった希釈液は、サイフォン形状の第 1 の連結通路 215a を介して混合室 209c に流れる。

[0240] 注入口 208b から血液保持部 209b に注入された血液は、第 2 の連結通路 213b を介して血液定量室 210b に流れる。血液定量室 210b で余剰となった血液は、実施の形態 3 における第 3 の毛細管通路 217c に相当する第 6 の毛細管通路 217f を介して血液排出室 211b に流れる。血液定量室 210b で定量となった血液は、サイフォン形状の第 2 の連結通路 215b を介して混合室 209c に流れる。

[0241] 混合室 209c において混合された定量の血液と定量の希釈液は、サイフォン形状の第 3 の連結通路 215c を介して試料液計量部 210c に流れる。試料液計量部 210c で余剰となった試料液は、実施の形態 3 における第 3 の毛細管通路 217c に相当する第 7 の毛細管通路 217g を介して試料液溢流室 211c に流れる。試料液計量部 210c で定量となった試料液は、サイフォン形状の第 4 の連結通路 215d を介して測定セル 212 に流れる。

[0242] このように同一半径に沿って延びる第 5 の毛細管通路 217e によって希釈液計量室 210a と希釈液溢流室 211a を接続することによって第 1 グループ G1 における希釈液保持部 209a と希釈液計量室 210a の間のスペースを削減できる。また、同一半径に沿って延びる第 6 の毛細管通路 217f によって血液定量室 210b と血液排出室 211b を接続することによって第 2 グループ G2 における血液保持部 209b と血液定量室 210b の間のスペースを削減できる。また、同一半径に沿って延びる第 7 の毛細管通路 217g によって試料液計量部 210c と試料液溢流室 211c を接続することによって第 3 グループ G3 における混合室 209c と試料液計量部 210c の間のスペースを削減でき、径方向に配置されるチャンバーを内周方

向に寄せて配置することができ、分析用デバイスの小型化が可能となる。

[0243] なお、試料液を定量計量して余剰な試料液を受容する場合、または希釈液と試料液のそれぞれを定量計量して余剰な希釈液と試料液のそれぞれを受容する場合を説明したが、希釈液を定量計量して余剰な希釈液を受容するだけの場合も、実施の形態 3 または実施の形態 4 の構成において試料液を希釈液に置換するだけで実施できる。

[0244] (実施の形態 6)

図 4 3, 図 4 4, 図 4 5 は本発明の実施の形態 6 を示す。

[0245] 図 4 3 はベース基板 3 の要部の斜視図を示し、図 4 4 はその平面図を示している。

[0246] 上記の各実施の形態では一つの液体収容室 2 0 9 に対して計量室 2 1 0 と溢流室 2 1 1 ならびに測定セル 2 1 2 がそれぞれ一つずつ設けられていたが、この実施の形態では一つの液体収容室 2 0 9 に対して一つの溢流室 2 1 1 と、それぞれ複数の第 1, 第 2 の計量室 2 1 0 d, 2 1 0 e と第 1, 第 2 の測定セル 2 1 2 a, 2 1 2 b が設けられている点が異なっている。

[0247] 図 4 3 と図 4 4 に示すように、分析実行時の分析用デバイスの回転軸心となる回転軸心 1 0 7 に対してベース基板 3 には、分析対象の試料液を受容する液体収容室 2 0 9 が最内周部に設けられている。この液体収容室 2 0 9 よりも回転半径方向の外方部には、第 1 の計量室 2 1 0 d と第 2 の計量室 2 1 0 e が形成されている。第 1 の計量室 2 1 0 d は液体収容室 2 0 9 に第 1 の連結通路 2 1 3 a によって連結されている。第 2 の計量室 2 1 0 e は液体収容室 2 0 9 に第 2 の連結通路 2 1 3 b によって連結されている。

[0248] さらにベース基板 3 には、第 1 の計量室 2 1 0 d と前記第 2 の計量室 2 1 0 e の間に溢流室 2 1 1 が形成されており、溢流室 2 1 1 の流入口 2 1 6 と第 1 の計量室 2 1 0 d の第 1 の溢流口 2 1 4 a とが、同一の回転半径方向に沿って延びる第 1 の毛細管通路 2 1 7 a によって連結されている。また、溢流室 2 1 1 の流入口 2 1 6 と第 2 の計量室 2 1 0 e の第 2 の溢流口 2 1 4 b とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第 2 の毛細管通路 2 1 7 b によっ

て連結されている。

[0249] さらに、第1の計量室210dの最外周部は、分析用デバイスの回転軸心から、溢流室211の流入口216と第1の毛細管通路217aの界面までの距離より内方に配置される曲管を備えたサイフォン形状の第1の連結通路215aを介して第1の測定セル212aに接続されている。第2の計量室210eの最外周部は、分析用デバイスの回転軸心から、溢流室211の流入口216と第2の毛細管通路217bの界面までの距離より内方に配置される曲管を備えたサイフォン形状の第2の連結通路215bを介して第2の測定セル212bに接続されている。第1、第2の連結通路215a、215bの幅を0.5mm~2mm、深さを50 $\mu$ m~200 $\mu$ mで形成しているが、毛細管力で第1、第2の連結通路215a、215b内を試料液で充填できるのであれば特に制限はない。

[0250] なお、第1、第2の連結通路213a、213bを通過する液体の流量が第1、第2の毛細管通路217a、217bを通過する液体の流量に比べて少なくなるように、第1、第2の連結通路213a、213bの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法のうちの少なくとも一方が、第1、第2の毛細管通路217a、217bの厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法よりも小さく構成されている。具体的には、第1、第2の連結通路213a、213bの厚み方向の断面寸法を、深さ50 $\mu$ m~200 $\mu$ mの毛細管形状にして第1、第2の毛細管通路217a、217bよりも小さい寸法にすることによって、試料液を液体収容室209から計量室210へ移送して計量している際に、連結通路215内に保持される試料液の液面が連結通路215の最内方点を越えて計量中の試料液を測定セル212に移送してしまう現象を回避できるため、計量工程をより安定させることができる。

[0251] さらに溢流室211には、厚み方向の断面寸法を毛細管力の作用する大きさに制限する敷居220が設けられている。218a、218b、219a、219b、221は大気側と連通する空気孔である。空気孔221を、溢流室211の敷居220よりも内周側の毛細管力の作用しないエリアに形成

することによって、第1、第2の計量室210d、210eから溢流室211への余剰分の流れがスムーズに行われる。

- [0252] 図45(a)～図45(d)は分析用デバイスの移送プロセスを示す。
- [0253] 図45(a)に示すように注入口208から試料液を注入して液体収容室209に收容し、分析用デバイスを回転させることで、第1、第2の連結通路213a、213bを介して図45(b)に示すように、第1、第2の計量室210d、210eに試料液を移送できる。第1、第2の計量室210d、210eに移送された試料液の中で、第1、第2の溢流口214a、214bから第1、第2の毛細管通路217a、217bを越えた試料液は溢流室211に流入する。このとき、第1、第2の連結通路215a、215b内の試料液は、分析用デバイスの回転軸心から溢流室211の流入口216と、第1、第2の毛細管通路217a、217bの界面までの回転半径方向の距離に相当する位置までしか充填されない。
- [0254] 第1、第2の計量室210d、210eの充填完了後に分析用デバイスを減速または停止させると、図45(c)に示すように、第1、第2の連結通路215a、215b内は毛細管力が働き、第1、第2の測定セル212a、212bの入口まで試料液で満たされる。このとき、第1、第2の測定セル212a、212bの深さが深く、毛細管力が第1、第2の連結通路215a、215bの毛細管力に比べて極めて小さいため、試料液は第1、第2の測定セル212a、212b内には流入しない。
- [0255] また、敷居220が設けられているため、分析用デバイスを減速または停止させときに溢流室211から第1、第2の計量室210d、210eへの試料液の逆流が発生しない。
- [0256] 第1、第2の連結通路215a、215bが試料液で満たされた後、分析用デバイスを再度回転させることで、第1、第2の計量室210d、210e内に保持されている試料液は、図45(d)に示すようにサイフォン効果で第1、第2の測定セル212a、212bに移送され、第1、第2の測定セル212a、212bにおいて個別に分析が実施される。

[0257] このようにベース基板 3 に、一つの液体収容室 209 に対して一つの溢流室 211 と、それぞれ複数の計量室 210 d, 210 e と第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b を適切に形成したため、分析用デバイスの径方向の寸法が図 61 と同じ場合には、より多くの測定セル 212 を設けることが出来る。

[0258] なお、第 1, 第 2 の連結通路 215 a, 215 b の途中で、第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e の回転半径方向の最外方より外側の位置と第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b の間に仮想線で示すように毛細管バルブ 222 a, 222 b を設けて、第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e と第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b を連結することもできる。

[0259] また、液体収容室 209、第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e、溢流室 211、第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b の深さを 0.3 mm ~ 2 mm で形成しているが、試料液の量や吸光度測定するための条件（光路長、測定波長、試料液の反応濃度、試薬の種類等）によって調整可能である。

[0260] （実施の形態 7）

図 46 と図 47 は本発明の実施の形態 7 を示す。

[0261] この実施の形態 7 は、実施の形態 6 の構成をベース基板 3 に展開した分析用デバイスの具体例を示している。

[0262] ベース基板 3 とカバー基板（図 46 と図 47 には図示せず）2 とを接合したこの分析用デバイスでは、血液点着部 223 に点着された血液は、カバー基板 4 との間に形成されたマイクロ流路 224 を介して血液保持部 225 に吸い上げられる。また、希釈液貯留部 226 にセットされた希釈容器（図示せず）には希釈液がセットされている。この状態で分析用デバイスを回転軸心 107 を中心に回転駆動すると、血液は血液分離部 228 を介して血液定量室 229 で定量される。余分な血液は血液排出部 230 に回収される。また、希釈液は希釈液定量室 231 で定量される。余分な希釈液は毛細管通路 236 を介して希釈液排出部 232 に回収される。血液定量室 229 で定量された血液と希釈液定量室 231 で定量された希釈液は、混合部 233 で混

合されて液体収容室 209 に移送される。

[0263] 液体収容室 209 に移送された前記試料液としての希釈血液は、第 1, 第 2 の連結通路 213 a, 213 b を介して第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e に移送されて定量される。余分な希釈血液は第 1, 第 2 の毛細管通路 217 a, 217 b を介して溢流室 211 に回収される。分析用デバイスを再度回転させることで、第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e で定量された希釈血液は、第 1, 第 2 の計量室 210 d, 210 e からサイフォン状の第 1, 第 2 の連結通路 215 a, 215 b を介して第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b に移送され、第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b において個別に分析が実施される。第 1, 第 2 の測定セル 212 a, 212 b の内部には試薬 234 a, 234 b, 234 c がセットされている。

[0264] この実施の形態 7 では、希釈液を定量計量する希釈液定量室 231 を、希釈液貯留部 226 の周りを取り囲むように湾曲して配置し、また、希釈液定量室 231 において生じる余剰な希釈液を受容する希釈液排出部 232 も希釈液貯留部 226 の周りに沿って形成し、この希釈液定量室 231 と希釈液排出部 232 とを接続する毛細管通路 236 が、第 1, 第 2 の毛細管通路 217 a, 217 b と同じように同一の回転半径方向に沿って延びる形状であって、分析用デバイスの小型化に有効に作用している。更にこの場合、希釈液貯留部 226 と希釈液定量室 231 とを接続している連結通路 237 を通過する液体の流量が毛細管通路 236 を通過する液体の流量に比べて少なくなるように、連結通路 237 の厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法のうちの少なくとも一方が、毛細管通路 236 の厚み方向の断面寸法と幅方向の断面寸法よりも小さく構成されている。この実施の形態 7 では液体収容室 209 において余剰となった試料液は、毛細管通路 238 を介して希釈液排出部 232 を経由して第 3, 第 4 の測定セル 212 c, 212 d に受容されるように構成されている。

[0265] (実施の形態 8)

図 48 は本発明の実施の形態 8 を示す。

- [0266] 実施の形態 7 と実施の形態 8 では、溢流室 211 に敷居 220 を形成してカバー基板 4 との隙間を小さくして毛細管力の作用する大きさに制限したが、敷居 220 を無くすることもできる。
- [0267] この図 48 では溢流室 211 に吸水性を有する吸水性材料 235 が配置されており、溢流室 211 に流入した試料液を吸水性材料 235 が吸い取ることによって、分析用デバイスを減速または停止させたときに溢流室 211 から第 1、第 2 の計量室 210 d, 210 e への試料液の逆流を防止できる。実施の形態 7 の場合も同様である。
- [0268] (実施の形態 9)
- 図 49 ~ 図 54 は本発明の実施の形態 9 を示す。
- [0269] この分析用デバイス 1 の外観形状は図 51 に示すように円盤状で、回転軸心 107 を中心に回転駆動される。この回転駆動中の分析用デバイス 1 の姿勢は、水平に対して  $0^\circ$  以上  $45^\circ$  以下の所定角度だけ傾くように回転軸心 107 が傾いている。所定角度は  $10^\circ \sim 45^\circ$  の範囲が好ましい。
- [0270] 分析用デバイス 1 は図 52 に示すようにマイクロチャネルの液体収容室 241, 第 1 の保持キャビティ 243, 操作キャビティ 245, 第 2 の保持キャビティ 247, 248 などを有するベース基板 3 と、ベース基板 3 の開口部を閉塞するカバー基板 4 とが接着層 300 によって貼り合わせて構成されている。
- [0271] 図 49 はベース基板 3 の要部の斜視図を示し、図 50 はその平面図を示している。図 53 は図 50 における A-A 断面図, B-B 断面図, C-C 断面図を示している。
- [0272] 回転軸心とベース基板 3 の第 1 の保持キャビティ 243 の間には、液体収容室 241 が形成されている。液体収容室 241 には貫通孔 244 から試料液が注入される。液体収容室 241 と第 1 の保持キャビティ 243 とは、連絡通路 242 によって連結されている。連絡通路 242 のカバー基板 4 との隙は、図 53 (a) に示すように毛細管力の作用する隙に形成されている。
- [0273] 回転軸心に対してベース基板 3 の第 1 の保持キャビティ 243 の周方向に

隣接して操作キャビティ 245 が形成されている。操作キャビティ 245 のカバー基板 4 との間は毛細管力の作用する際に形成されており、第 1 の試薬 249, 250 が担持されている。操作キャビティ 245 には、第 1 の試薬 249, 250 の周辺で、具体的には第 1 の試薬 249, 250 の間に半径方向に伸長した攪拌リブ 251 が形成されている。攪拌リブ 251 とカバー基板 4 との厚み方向の断面寸法は、操作キャビティ 245 のカバー基板 4 との厚み方向の断面寸法よりも小さい。操作キャビティ 245 の内周側の側方にはキャビティ 252 が形成されており、キャビティ 252 は第 1 の保持キャビティ 243 と連通部 253 で連結されている。キャビティ 252 のカバー基板 4 との間は、毛細管力の作用しない際に形成されている。またキャビティ 252 は、第 1 の保持キャビティ 243 に形成された貫通孔 254 を介して大気に連通している。

[0274] 第 1 の保持キャビティ 243 と操作キャビティ 245 とは、第 1 の保持キャビティ 243 の側壁から前記連通部 253 を通過して延びる連結部 255 を介して連結されている。図 53 (b) に示すように連結部 255 のカバー基板 4 との間は、毛細管力の作用する際に形成されている。ここでは連結部 255 の先端は、第 1 の保持キャビティ 243 に保持された試料液の液面よりも前記回転軸心について外周方向に伸長して形成されている。さらに具体的には、連結部 255 の先端は第 1 の保持キャビティ 243 の最も外周部分にまで延長されている。

[0275] 操作キャビティ 245 の外周側には、第 2 の保持キャビティ 247, 248 が形成されている。第 2 の保持キャビティ 247, 248 のうちの内周側の第 2 の保持キャビティ 247 は、外周側の第 2 の保持キャビティ 248 よりも深く、第 2 の保持キャビティ 247 は連結通路 256 を介して接続されている。連結通路 256 のカバー基板 4 との間の厚み方向の断面寸法は、図 53 (c) に示すように毛細管力の作用する隙で、操作キャビティ 245 に作用する毛細管力よりも大きくなるよう制限されている。257 は大気に連通した連通孔である。第 2 の保持キャビティ 248 には、第 2 の試薬 258

が担持されている。

- [0276] 図54(a)～(d)は試薬の移送の過程を示している。
- [0277] 図54(a)に示すように液体収容室241に試料液283を注入した後に、分析用デバイス1を回転軸心107を中心に回転駆動すると、試料液283は遠心力によって連絡通路242を通過して第1の保持キャビティ243に移送される。
- [0278] 第1の保持キャビティ243に試料液283が移動した状態で、分析用デバイス1の回転駆動を減速、もしくは図54(b)に示すように第1の保持キャビティ243の最外周部を下側にした状態で分析用デバイス1を停止させると、第1の保持キャビティ243にある試料液283は、連結部255を介して毛細管力でこの連結部255よりも毛細管力の大きな操作キャビティ245に図54(c)に示すように移送される。なお、操作キャビティ245に試料液283が吸い上げられた状態では、操作キャビティ245には試料液283で満たされている空間と隙の大きさは同じであるけれども試料液283で満たされていない僅かな空間246が残っている。
- [0279] この図54(c)に示す状態では、試料液283と第1の試薬249、250とが接触して第1の試薬249、250が試料液に溶け出す。この状態で分析用デバイス1を回転軸心107を中心に所定角度の揺動させると、操作キャビティ245の試料液283は前記空間246があるために操作キャビティ245の中で移動して、この攪拌の際に、攪拌リブ251に衝突してより確実に攪拌される。これによって、試薬の比重が大きい場合であっても試薬が沈殿させないようにより有効に作用している。
- [0280] 図54(c)で十分な攪拌が行われた後に、分析用デバイス1を回転軸心107を中心に回転駆動すると、操作キャビティ245の試料液が連絡通路256を通過して第2の保持キャビティ247、248に流れ込み、図54(d)に示すように外周側の第2の保持キャビティ248に保持される。外周側の第2の保持キャビティ248には第2の試薬258が担持されているため、この図54(d)に示す状態で分析用デバイス1を回転軸心107を

中心に所定角度の揺動させると、第2の試薬258が更に試料液に溶け込む。

[0281] 第2の試薬258が完全に溶けた後に、分析用デバイス1を回転させながら図52に示すように外周側の測定スポットとしての第2の保持キャビティ248の試料液に光源259から投射した光260を通過させてフォトディテクタ261で読み取って分析を実行する。

[0282] このように構成したため、試料液が少量であっても、第1の保持キャビティ243と操作キャビティ245との間で試料液を確実に移動させて第1の試薬249, 250を溶解させることができる。また、操作キャビティ245の試料液を第2の保持キャビティ247, 248に移送して第2の試薬258を溶解して正確な測定を実現できる。

[0283] (実施の形態10)

実施の形態9では、液体収容室241に試料液を注入して、試料液の移送の終端での第2の保持キャビティ248において検出する場合を例に挙げて説明したが、図54と図55に示す実施の形態10では、移送の途中に第1の保持キャビティ243, 操作キャビティ245, 第2の保持キャビティ247, 248を設けた分析用デバイスを示している。

[0284] なお、実施の形態9と同様の作用を成すものには同一の符号を付けて説明する。

[0285] この実施の形態10の場合も実施の形態9の場合と同じようにベース基板3とカバー基板4との張り合わせによって構成されており、図55と図56は実施の形態10のベース基板3を示す。

[0286] この分析用デバイスは、血液点着部262に点着した試料液としての血液を、希釈液貯留部263にセットされた希釈液で希釈して、測定部264, 265, 266, 267, 268, 269に移送し、光源259から各測定部264~269を通過した光260を適宜にフォトディテクタ261で読み取って分析を実行するものである。

[0287] 血液点着部262に点着された血液は、カバー基板4との間に形成された

マイクロ流路270を介して血液保持部271に吸い上げられる。この状態で分析用デバイスを回転軸心を中心に回転駆動すると、血液は血液分離部272を介して血液定量室273で定量される。余分な血液は血液排出部274に回収される。また、希釈液は希釈液定量室275で定量される。余分な希釈液は混合部276を介して排出部277に回収される。

[0288] 血液定量室273で定量された血液と希釈液定量室275で定量された希釈液は、混合部276で混合されて液体収容室241に向かって移送される。

[0289] 液体収容室241に向かって移送される前記試料液としての希釈血液は、毛細管力の作用する希釈血液定量室278, 279, 280, 281で定量される。

[0290] 分析用デバイスを再度回転させることで、希釈血液定量室278~281で定量された希釈血液は、測定部264~267へ移送される。毛細管力の作用する液体収容室241で定量された希釈血液は、連絡通路242を通過して第1の保持キャビティ243に移送される。第1の保持キャビティ243の希釈血液は、連結部255を介して操作キャビティ245に吸い上げられる。

[0291] 操作キャビティ245には図示されていないが実施の形態9と同様に試薬が担持されている。測定部264~266, 268にも試薬が担持されている。

[0292] この状態で分析用デバイスを揺動させることによって、攪拌されて各試薬が溶解し、分析用デバイスの回転中に吸光度が測定される。分析用デバイスを回転させることによって操作キャビティ245の希釈血液は、連結通路256を通過して第2の保持キャビティ247に移送される。第2の保持キャビティ247の希釈血液は一部が測定部268に移動し、またサイフォン形状の通路282を介して測定部269に移送され、分析用デバイスの回転中に吸光度が測定される。

**産業上の利用可能性**

[0293] 本発明は、生物などから採取した液体の成分分析に使用する分析用デバイスの小型化ならびに高性能化に有用である。

## 請求の範囲

- [請求項1] 回転駆動によって発生する遠心力によって試料液を測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、
- 前記遠心力によって移送される試料液を保持する第1の保持キャビティと、
- 前記第1の保持キャビティに対して前記回転駆動の周方向に隣接して配置された操作キャビティと、
- 前記第1の保持キャビティの側壁に設けられ前記第1の保持キャビティに保持された試料液を毛細管力で吸い上げて前記操作キャビティに移送する連結部と、
- 前記操作キャビティに対して前記回転駆動の外周方向に配置され、前記操作キャビティの最外周位置と連結通路を介して連通し、前記操作キャビティから遠心力によって移送される試料液を保持する第2の保持キャビティと
- を備え、前記操作キャビティと第1の保持キャビティとの連結部が、前記遠心力を発生させる回転軸心について前記第1の保持キャビティに保持された試料液の液面よりも外周方向に伸長して形成されている分析用デバイス。
- [請求項2] 前記操作キャビティおよび前記連結部の厚み方向の断面寸法を毛細管力の作用する大きさに制限した請求項1記載の分析用デバイス。
- [請求項3] 前記操作キャビティの内周側の側方に、大気に開放されたキャビティを形成した請求項1記載の分析用デバイス。
- [請求項4] 前記キャビティが前記第1の保持キャビティと連結して形成されている請求項3記載の分析用デバイス。
- [請求項5] 前記連結通路の厚み方向の断面寸法は、前記操作キャビティに作用する毛細管力よりも前記連結通路の毛細管力が大きくなるよう制限し

た請求項 1 記載の分析用デバイス。

[請求項6] 前記操作キャビティには、試薬が担持されており、前記試薬の周辺に半径方向に伸長する攪拌リブが形成されている請求項 1 記載の分析用デバイス。

[請求項7] 回転駆動によって発生する遠心力によって試料液を分析用デバイスの測定スポットに向かって移送するに際し、

毛細管力の作用する連絡通路を介して前記遠心力によって試料液を第 1 の保持キャビティに移送し、

前記回転駆動を停止または減速して前記第 1 の保持キャビティの試料液を、第 1 の保持キャビティに対して前記回転駆動の周方向に隣接して配置された操作キャビティに、前記第 1 の保持キャビティの側壁に設けられた毛細管力の作用する連結部を介して移送して定量し、

分析用デバイスを揺動させて前記操作キャビティの試料液を揺動攪拌して前記操作キャビティに配置された試薬を溶解し、

前記試薬が溶解した前記操作キャビティの試料液を前記回転駆動によって発生する遠心力によって、前記操作キャビティに対して前記回転駆動の外周方向に配置された後段の測定スポットに向かって、毛細管力が作用する連結通路を介して移送する分析方法。

[請求項8] 試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、

前記試料液を溶液成分と固体成分とに前記遠心力を用いて分離する分離キャビティと、

前記分離キャビティにて分離された前記溶液成分の一部が移送されこれを保持する計量流路と、

前記分離キャビティの底部に基端が接続され前記分離キャビティの試料液を移送する連結流路と、

前記連結流路の他端が接続される溢流キャビティと

を設けるとともに、前記連結流路の出口から周方向および内周方向に向かって液溜り部を設けた分析用デバイス。

[請求項9] 前記連結流路の幅： $w_1$ よりも液溜り部の幅： $w_2$ が広がるように形成した請求項8記載の分析用デバイス。

[請求項10] 試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャネル構造を有し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、

前記試料液を溶液成分と固体成分とに前記遠心力を用いて分離する分離キャビティと、

前記分離キャビティにて分離された前記溶液成分の一部が移送されこれを保持する計量流路と、

前記分離キャビティの底部に基端が接続され前記分離キャビティの試料液を移送する連結流路と、

前記連結流路の他端が接続される溢流キャビティと

を設けるとともに、前記連結流路の出口から更に周方向に向かって液溜り用連結流路を設けた分析用デバイス。

[請求項11] 分離キャビティに受け入れた試料液を遠心力によって溶液成分と固体成分とに分離し、

前記分離キャビティで分離された溶液成分を遠心力によって測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして前記溶液成分を分析するとともに、

分離キャビティに残った試料液を、基端が前記分離キャビティの外周側の底部に接続され先端が溢流キャビティで開口した連結流路の毛细管力で吸い上げ、

前記連結流路の前記溢流キャビティでの開口部分の幅 $w_2$ を前記連結流路の前記先端までの流路の幅 $w_1$ よりも大きくして試料液を溜め、その後前記分離キャビティにそれまでよりも大きい前記遠心力を作用させて前記分離キャビティの試料液を前記溢流キャビティに排出

する分析方法。

[請求項12]

分離キャビティに受け入れた試料液を遠心力によって溶液成分と固体成分とに前記を用いて分離し、

前記分離キャビティで分離された溶液成分を遠心力によって測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして前記溶液成分を分析するとともに、

分離キャビティに残った試料液を基端が前記分離キャビティの外周側の底部に接続され先端が溢流キャビティで開口した連結流路によって毛細管力で吸い上げ、

前記連結流路の前記溢流キャビティでの開口部分に達した試料液を、前記連結流路とは別の液溜まり用連結流路によって更に毛細管力で吸い上げさせ、その後前記分離キャビティにそれまでよりも大きい前記遠心力を作用させて前記分離キャビティの試料液を前記溢流キャビティに排出する分析方法。

[請求項13]

試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有する分析用デバイスであって、

前記遠心力を得る回転軸心から外周に向かう方向に液を送る溢流キャビティ)の途中に、前工程から後工程に周方向に液を送る毛細管流路が交差して配置され、前記溢流キャビティの液が前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて排出する分析用デバイス。

[請求項14]

試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、定量の希釈液を保持キャビティで計量し、

定量を超えた余剰希釈液を前記保持キャビティから溢流キャビティを介してチャンバーに排出し、

前記試料液と前記定量の希釈液を混合キャビティで混合して希釈し、

前記混合キャビティで希釈された希釈試料液を毛細管流路を介して前記測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応

液にアクセスする読み取りに使用される分析用デバイスであって、

中央から外周に向かう外周方向に前記保持キャビティ、前記混合キャビティが配置され、

前記保持キャビティと前記混合キャビティの側方に前記外周方向に前記溢流キャビティと前記チャンバーが配置され、

前記毛細管流路が前記溢流キャビティの途中に前記チャンバーに向かう前記余剰希釈液の流れ方向と交差して配置され、

前記溢流キャビティの前記余剰希釈液が、前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて前記チャンバーに流入するように構成した分析用デバイス。

[請求項15]

大気と連通する大気側溢流キャビティと前記チャンバーとの間に、前記チャンバーとは第1の溢流流路を介して連通し、前記大気側溢流キャビティとは第2の溢流流路を介して連通する遮断用溢流キャビティを設けて、前記混合キャビティから前記毛細管流路によって移送中に前記チャンバーと前記遮断用溢流キャビティの両出口が大気と遮断されて内部が負圧になるよう構成した請求項14記載の分析用デバイス。

[請求項16]

試料液を遠心力によって測定スポットに向かって移送するマイクロチャンネル構造を有し、前記遠心力で定量の希釈液を保持キャビティで計量して定量を超えた余剰希釈液を前記保持キャビティから溢流キャビティを介してチャンバーへ前記溢流キャビティの途中に前記チャンバーに向かう前記余剰希釈液の流れ方向と交差して配置された毛細管流路を乗り越えて前記チャンバーに排出し、

前記混合キャビティで希釈された希釈試料液が前記毛細管流路の一端に接する位置に傾けて前記毛細管流路を介して前記測定スポットに向かって移送し、前記測定スポットにおける反応液にアクセスして読み取る分析用デバイスを使用した分析方法。

[請求項17]

液体収容室に連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室

に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する計量室と、

前記計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、

前記計量室よりも後段に配置され前記計量室から受け入れた液体を測定する測定セルを有し、

前記溢流室の流入口と前記計量室の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる毛細管通路によって連結した分析用デバイス。

[請求項18]

液体収容室に連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する計量室と、

前記計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、

前記計量室よりも後段に配置され前記計量室から受け入れた液体を測定する測定セル測定セルを有し、

前記溢流口より回転半径方向の外方に延びる毛細管通路によって、前記計量室の溢流口と前記溢流室の流入口とを連結した分析用デバイス。

[請求項19]

液体収容室に第1の連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する第1の計量室と、

液体収容室に第2の連結通路によって連結されるとともに前記液体収容室に対して回転半径方向の外方に配置され前記液体収容室から受け入れた液体を一定量保持する第2の計量室と、

前記第1の計量室と前記第2の計量室の間に配置され前記第1の計量室および前記第2の計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、

前記第1の計量室よりも後段に配置され前記第1の計量室から受け入れた液体を測定する第1の測定セルと、

前記第2の計量室よりも後段に配置され前記第2の計量室から受け

入れた液体を測定する第2の測定セルを有し、

前記溢流室の流入口と前記第1の計量室の第1の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第1の毛細管通路によって連結し、

前記溢流室の流入口と第2の計量室の第2の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる第2の毛細管通路によって連結した分析用デバイス。

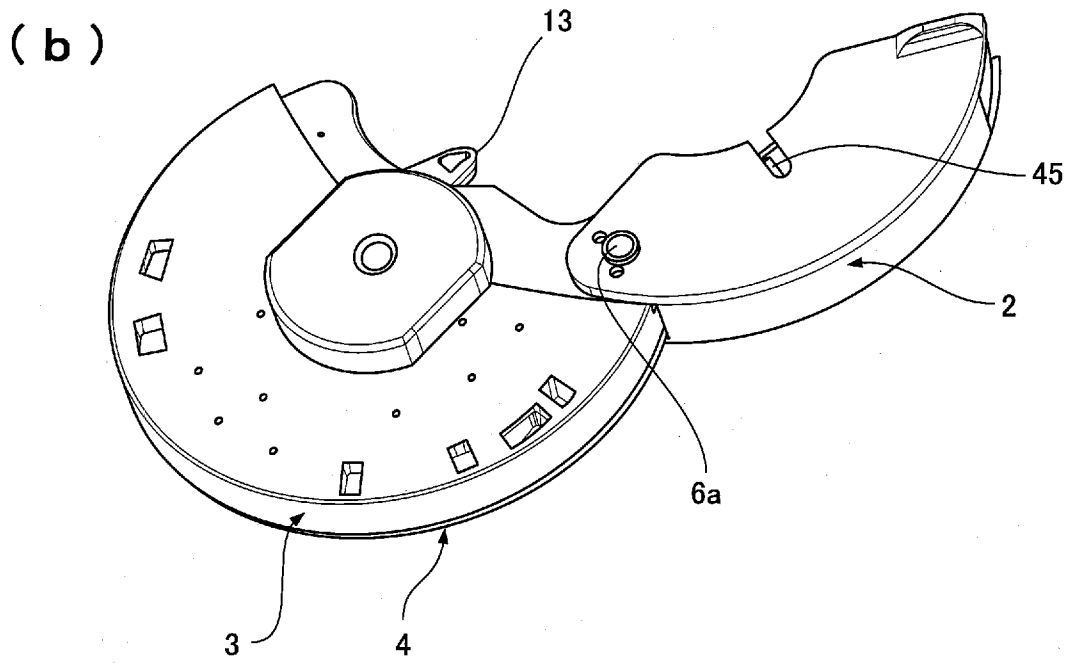
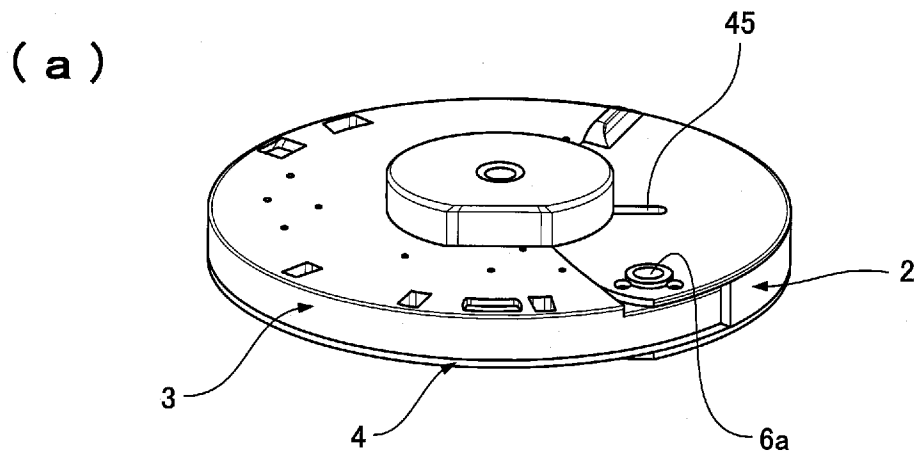
[請求項20]

分析用デバイスを回転させてその液体収容室にあった希釈液または分析対象の試料液を、分析用デバイスの前記液体収容室よりも前記回転半径の外側に配置された複数の計量室へ移送するとともに、前記計量室において定量して余剰となった前記希釈液または試料液を、分析用デバイスの前記計量室よりも前記回転半径の外側に配置された溢流室へ移送し、

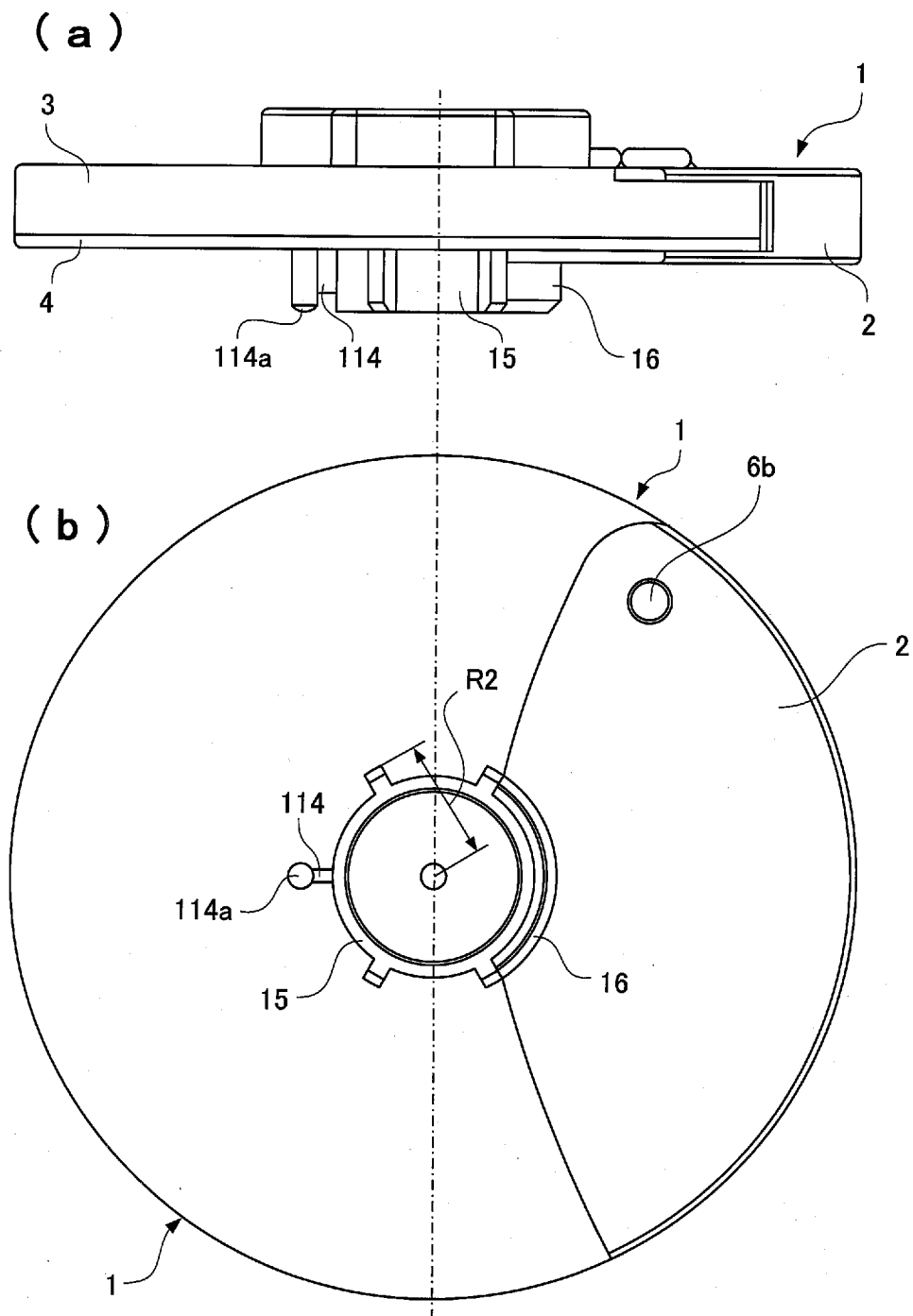
前記計量室において定量された前記希釈液または試料液を、分析用デバイスの回転を減速または停止させた後に分析用デバイスを回転させて、前記それぞれの複数の計量室よりも後段に配置された分析用デバイスの複数の測定セルに移送し、定量の試料液を測定セルにセットされている試薬と反応させ、

分析用デバイスの回転中に前記それぞれの複数の測定セルの中の分析対象に光を透過させて吸光度を測定する分析方法。

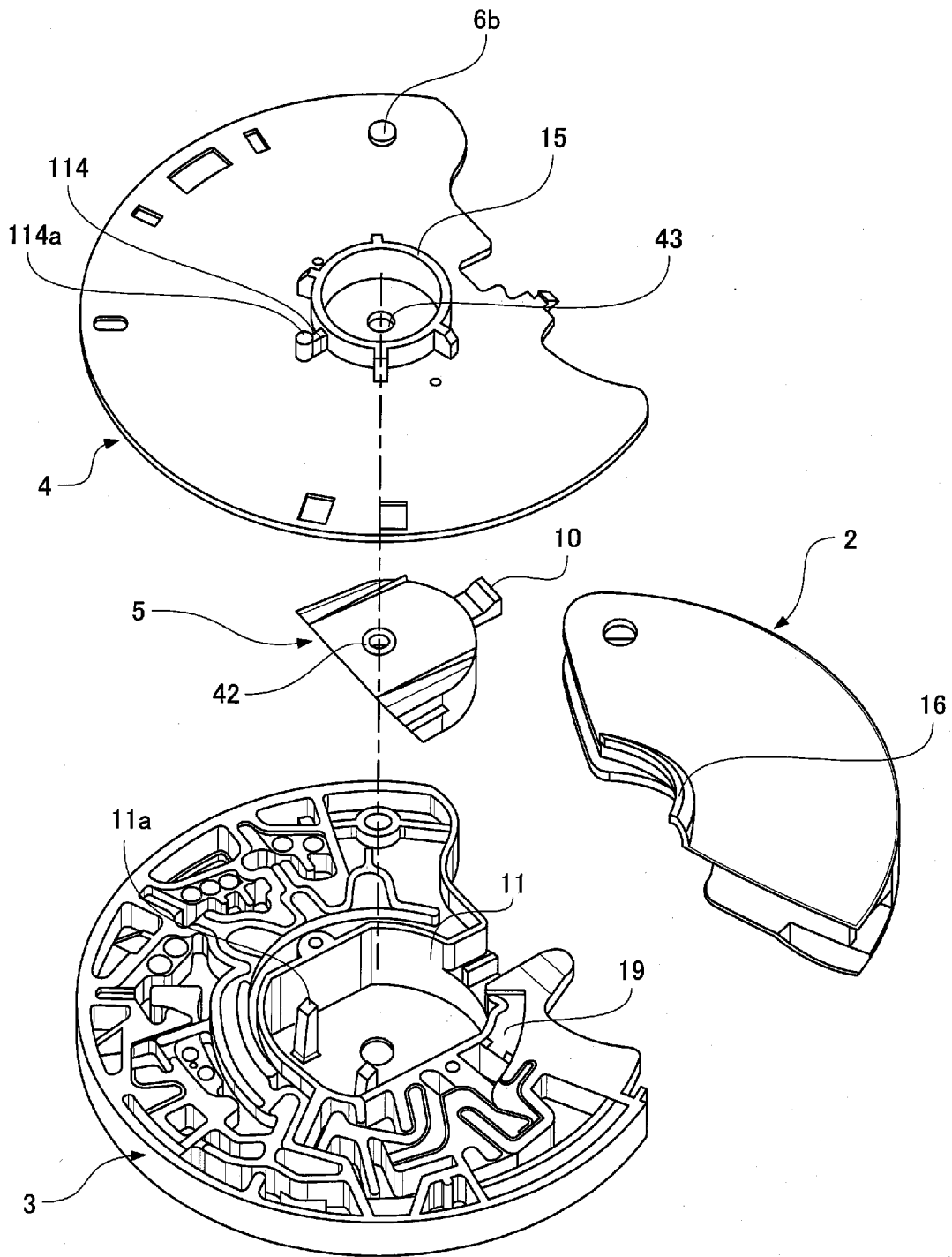
[図1]



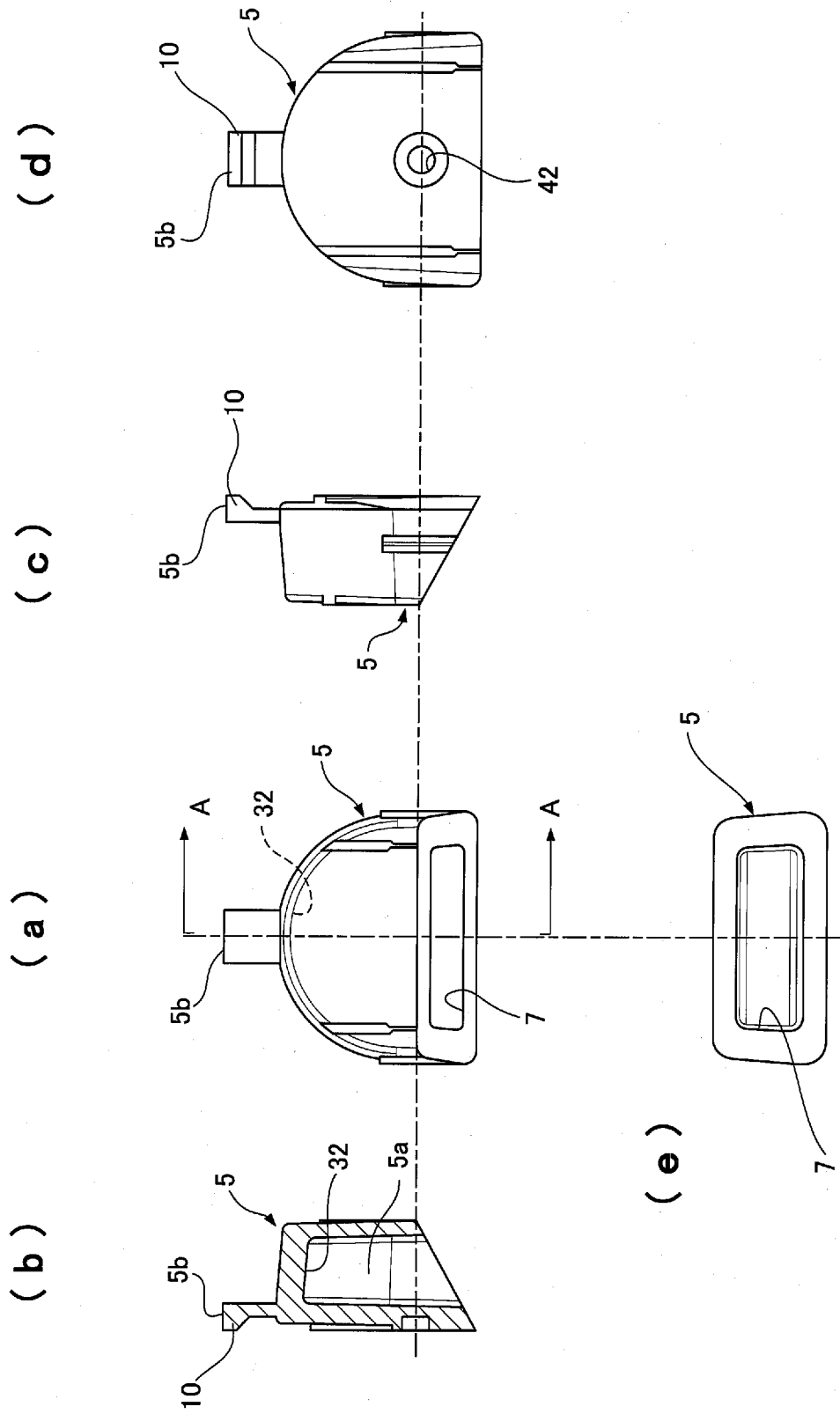
[図2]



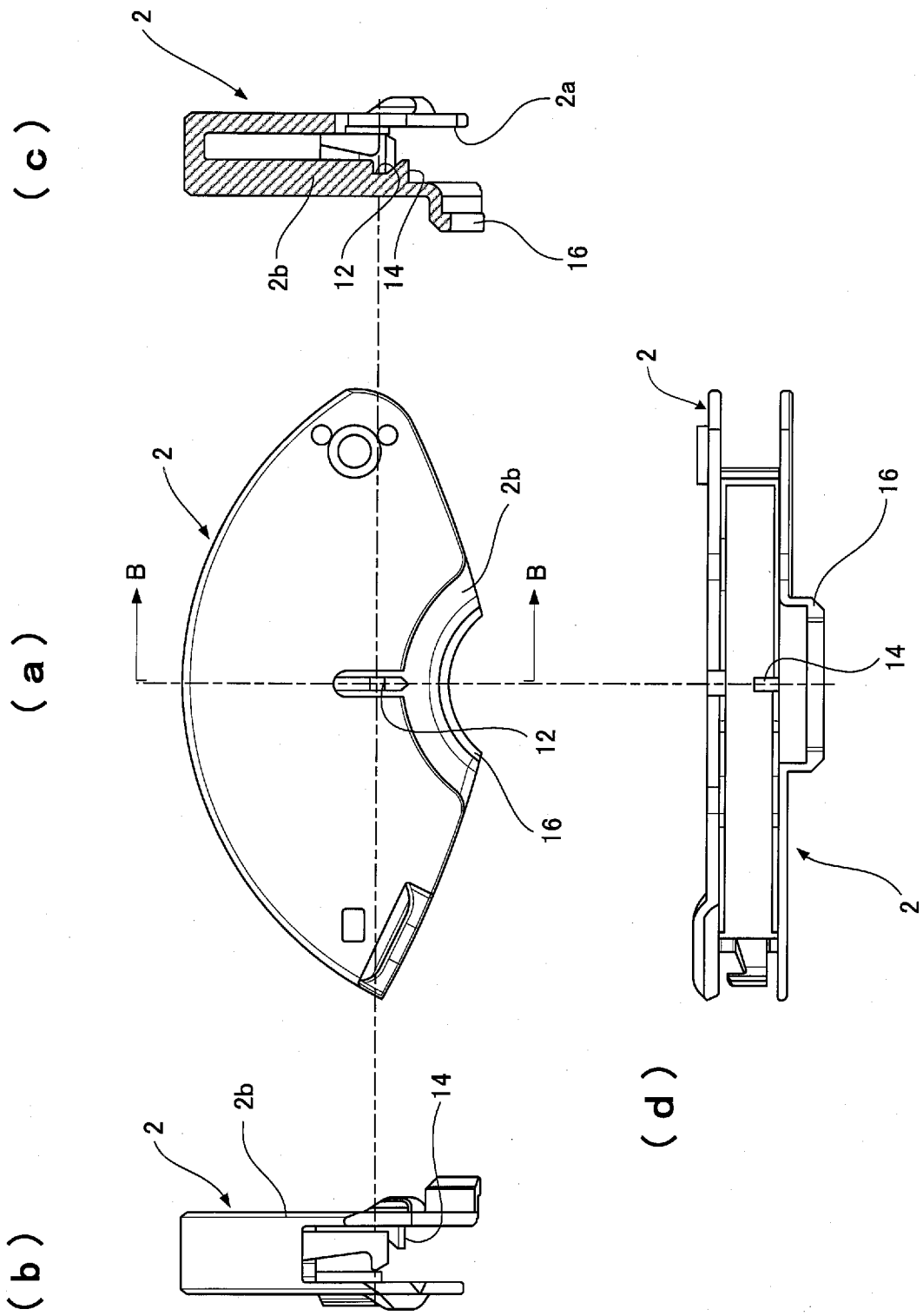
[図3]



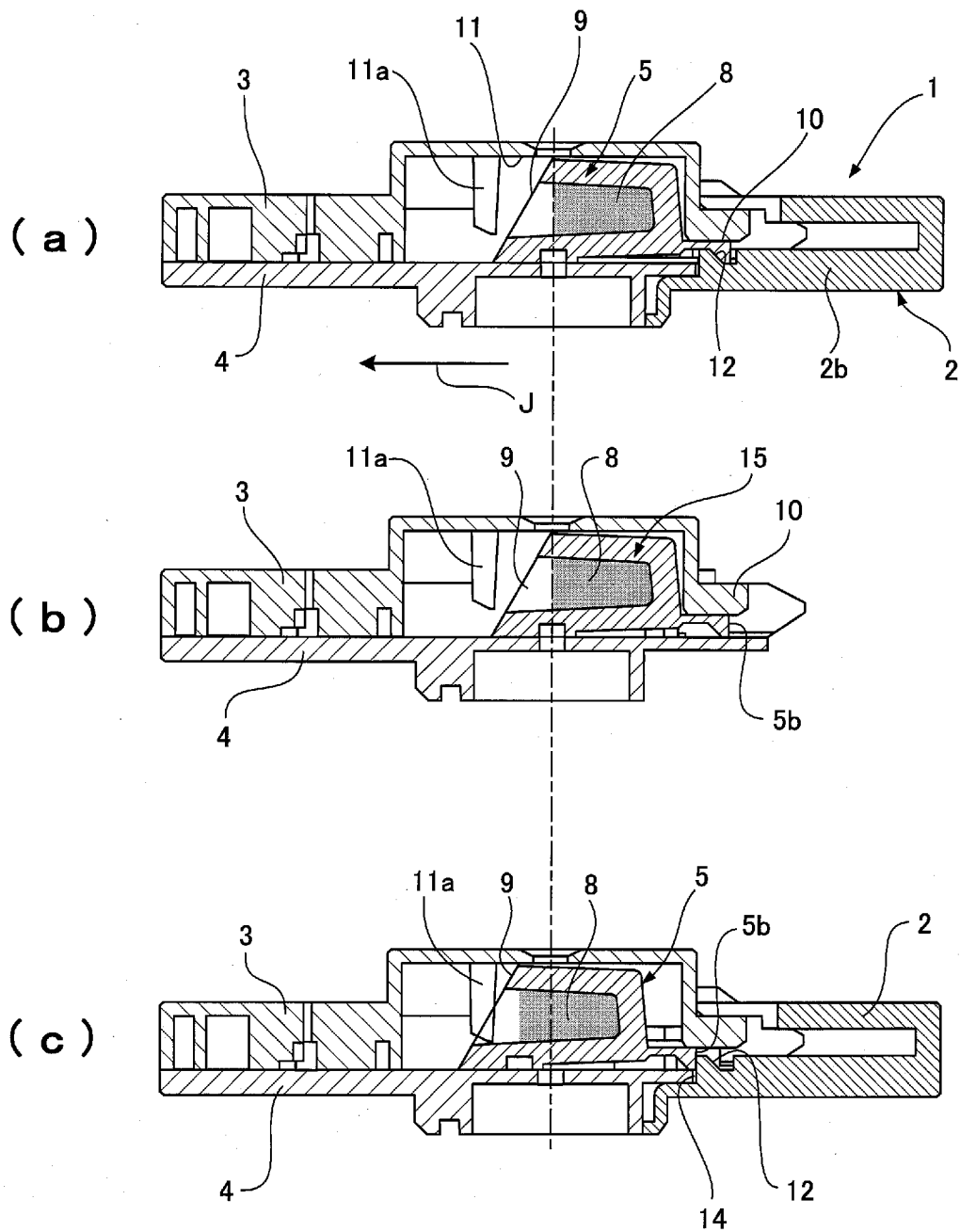
[図4]



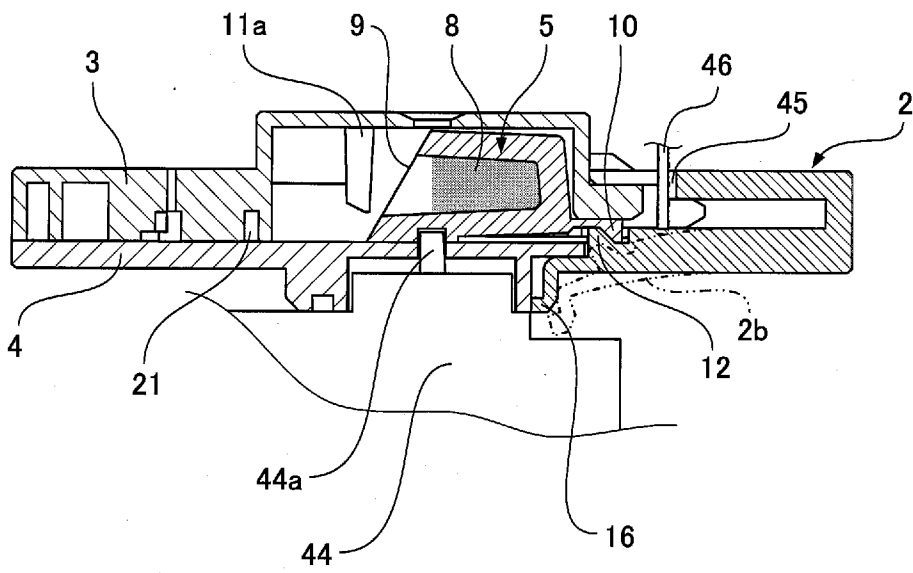
[図5]



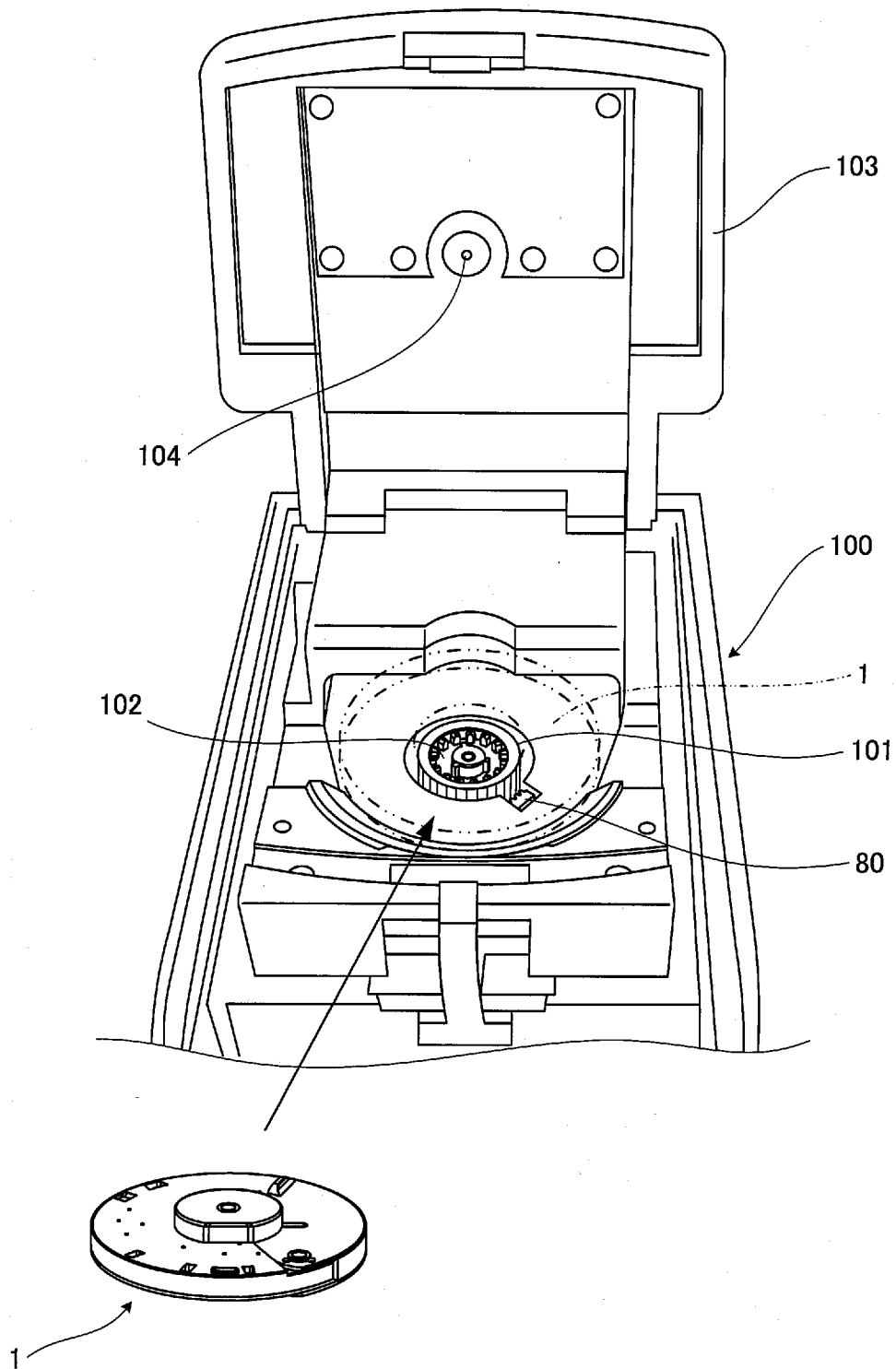
[図6]



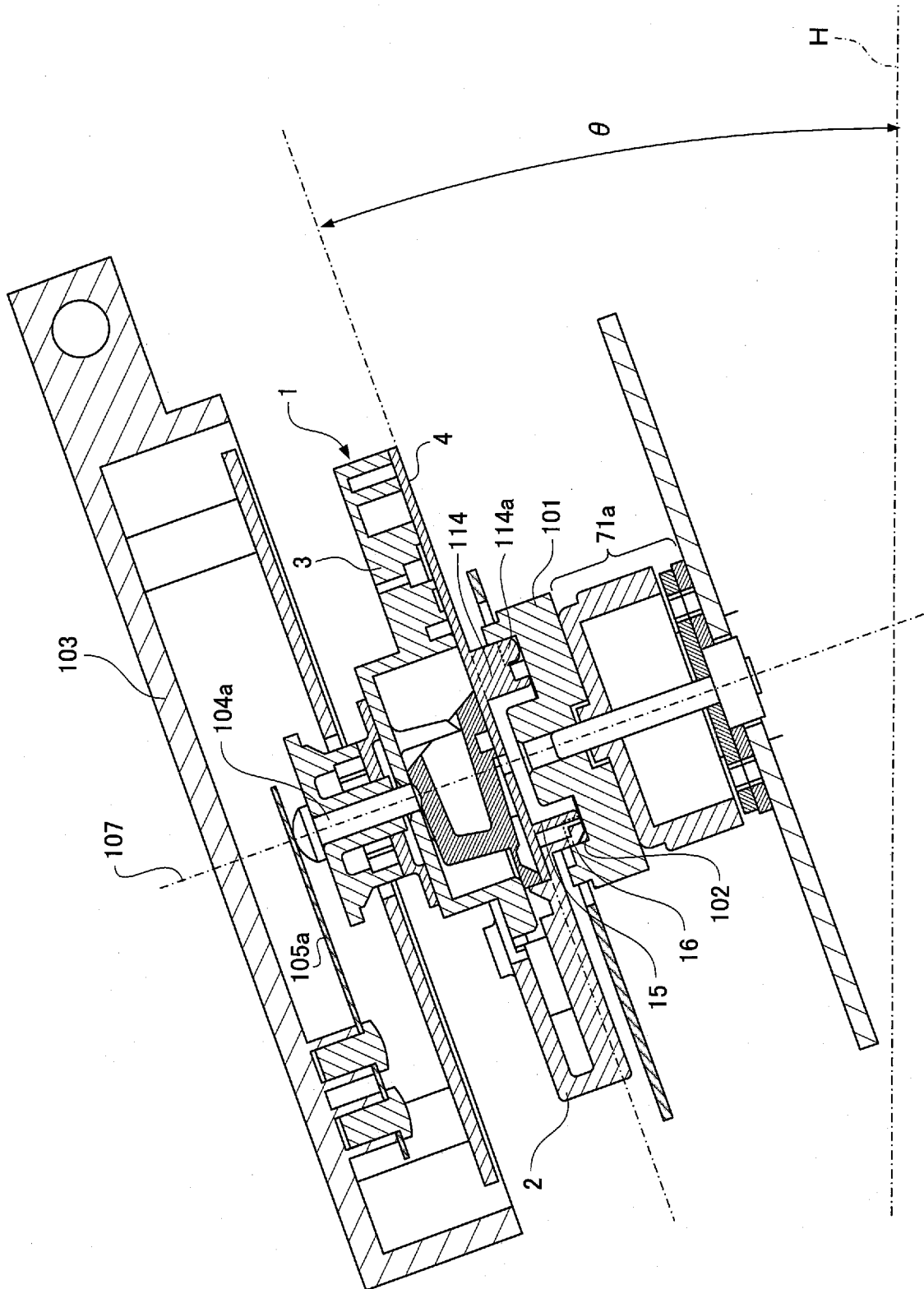
[図7]



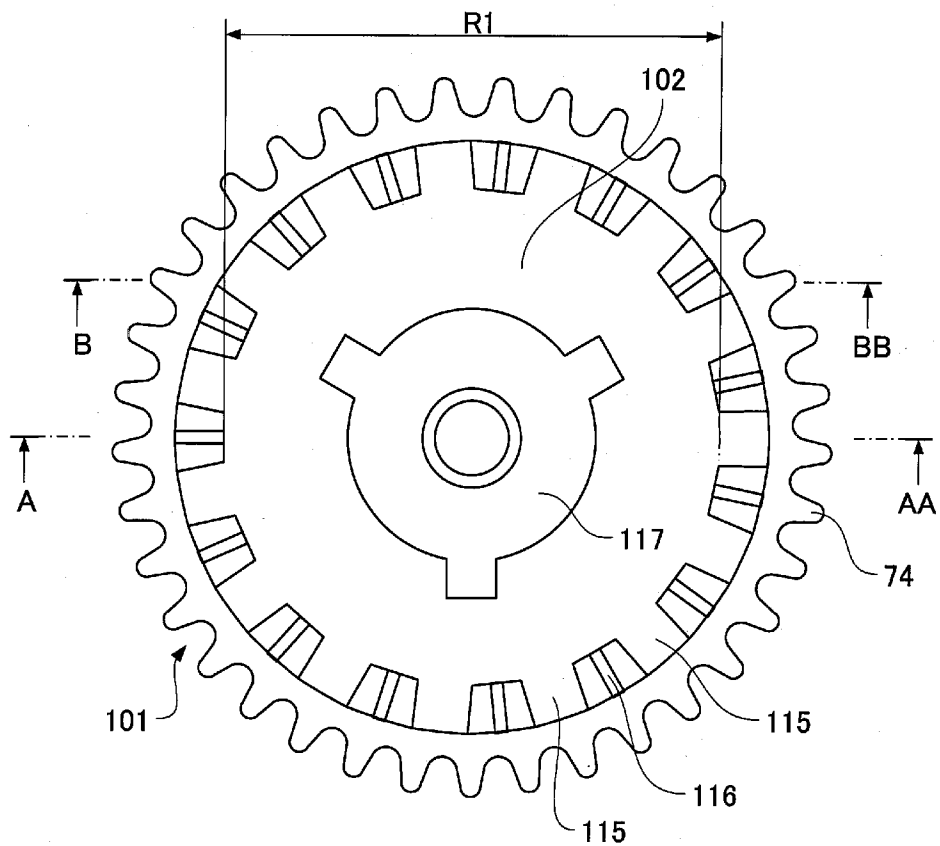
[図8]



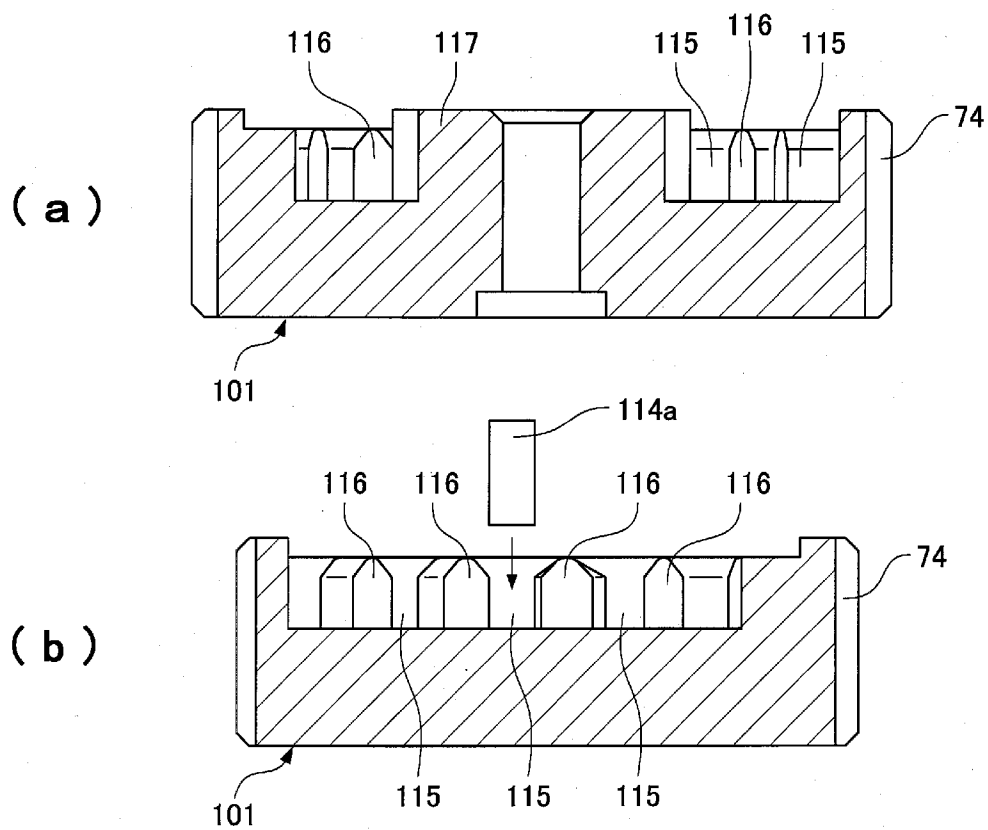
[9]



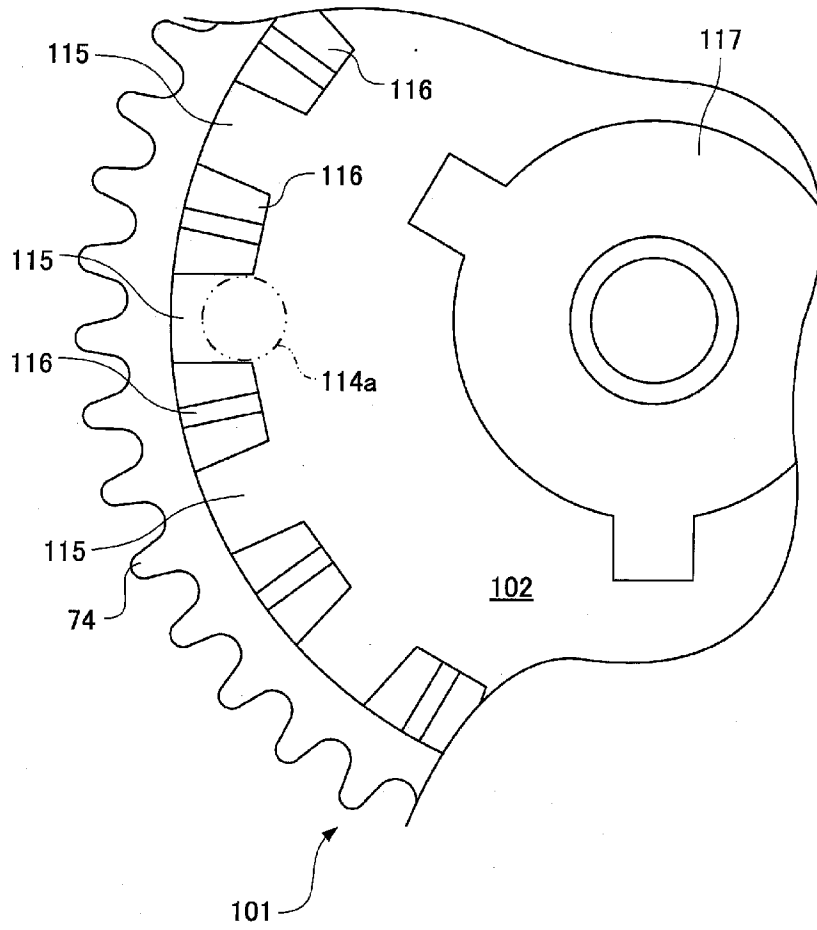
[圖10]



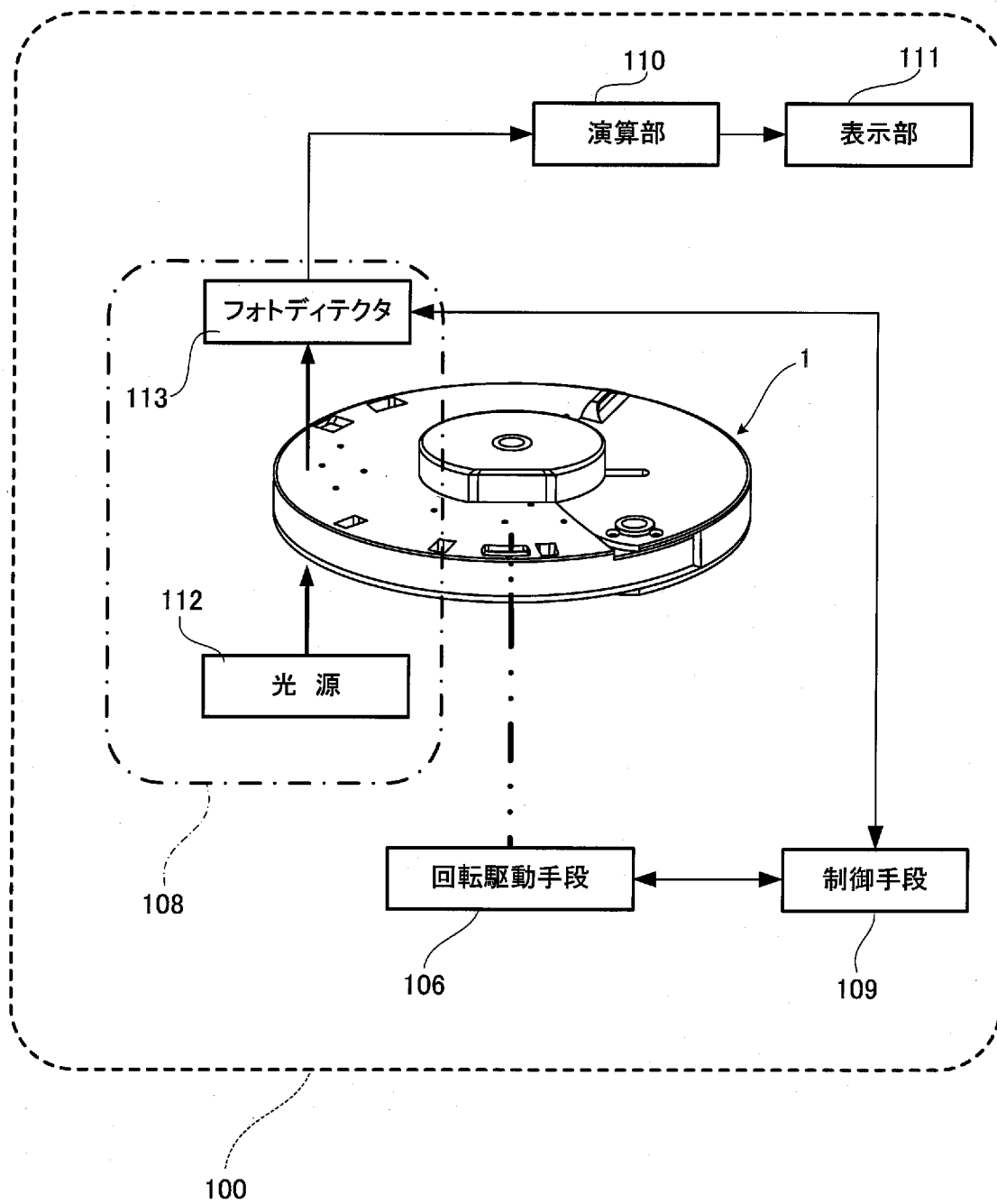
[圖11]



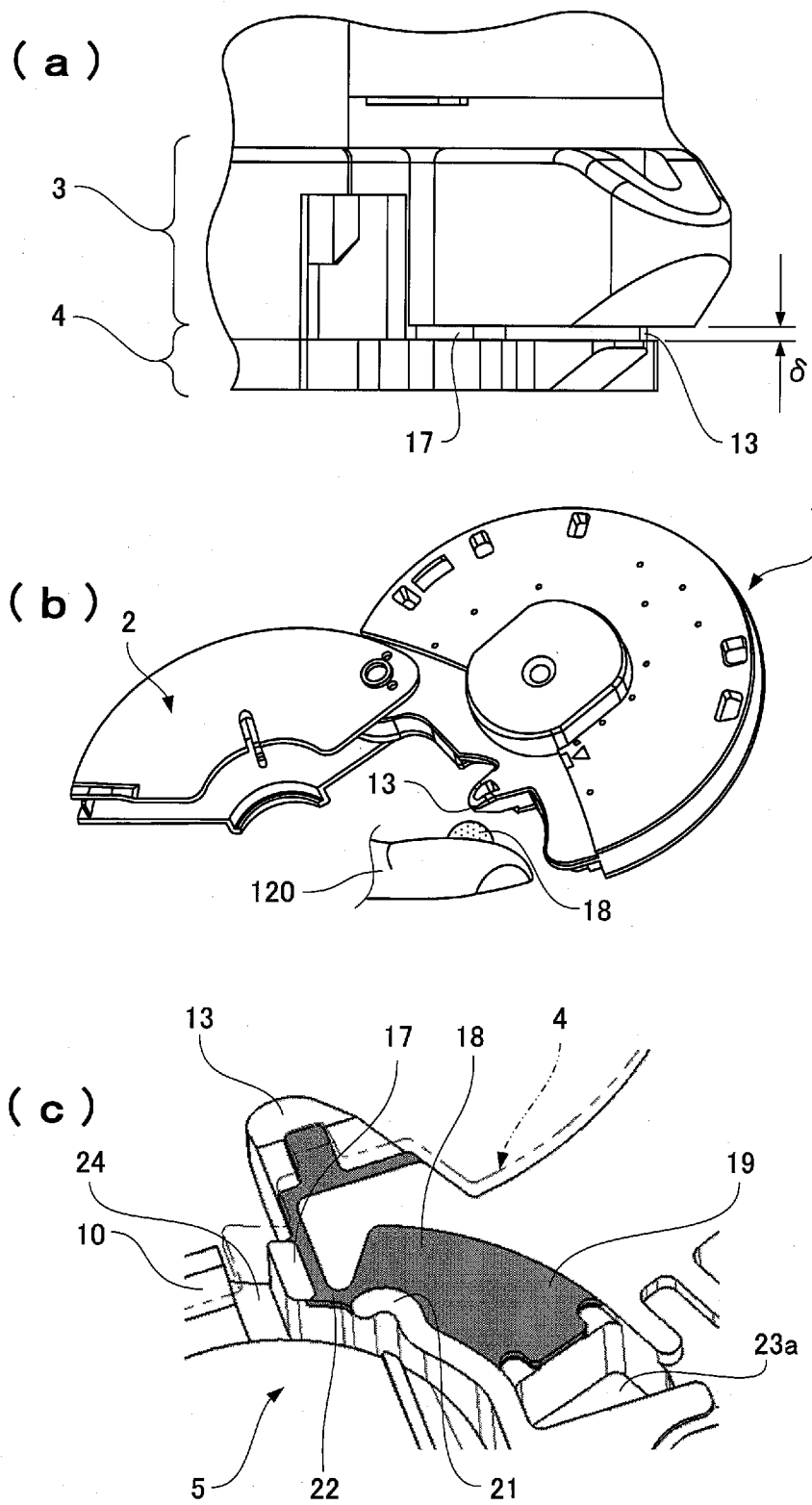
[図12]



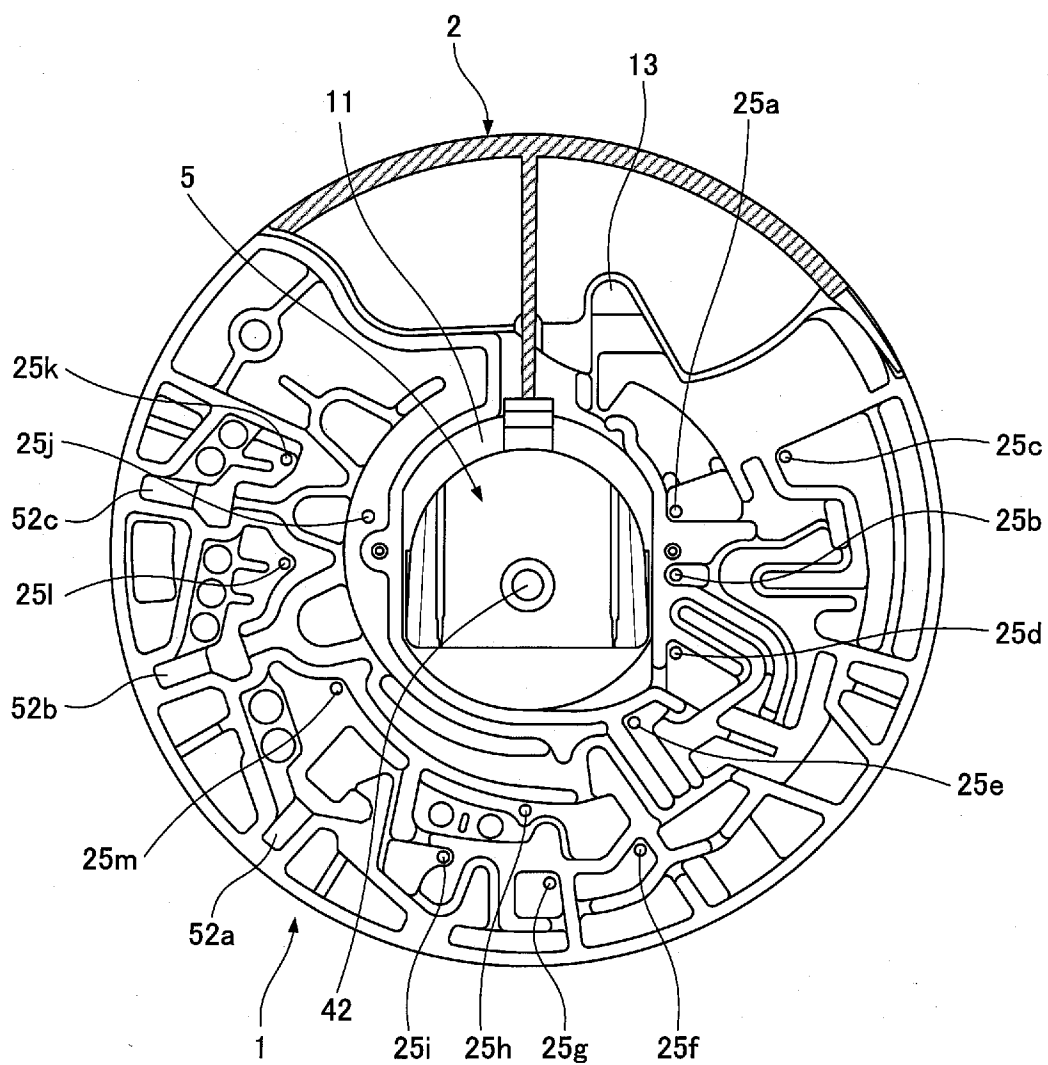
[図13]



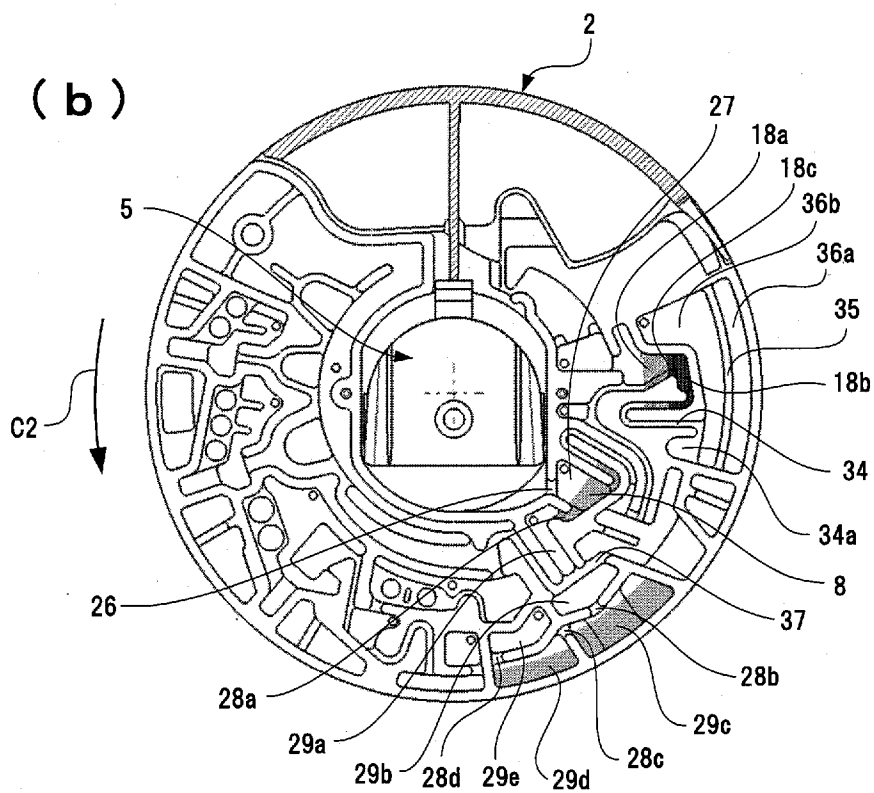
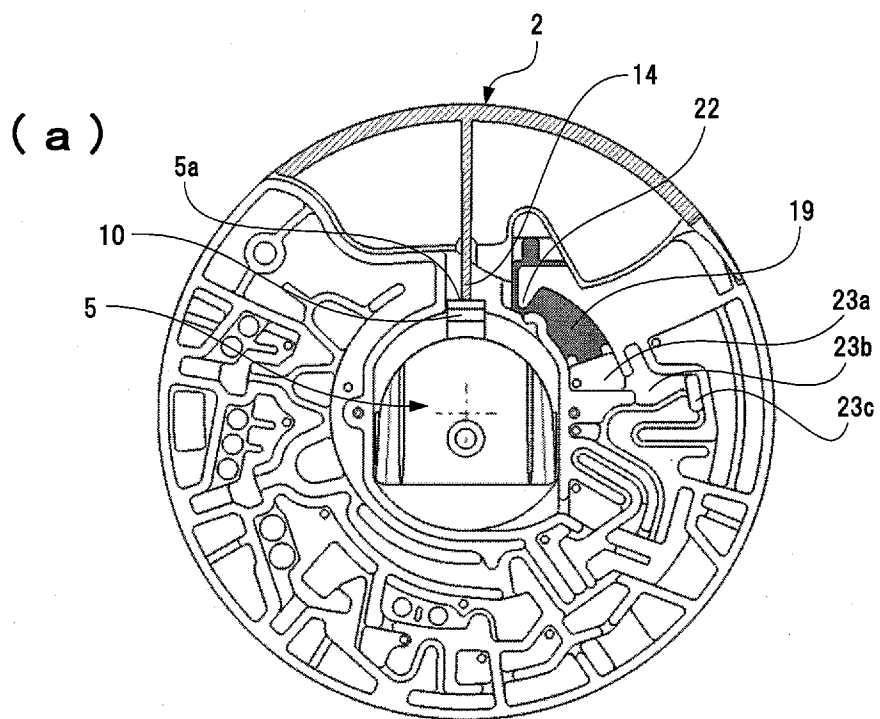
[図14]



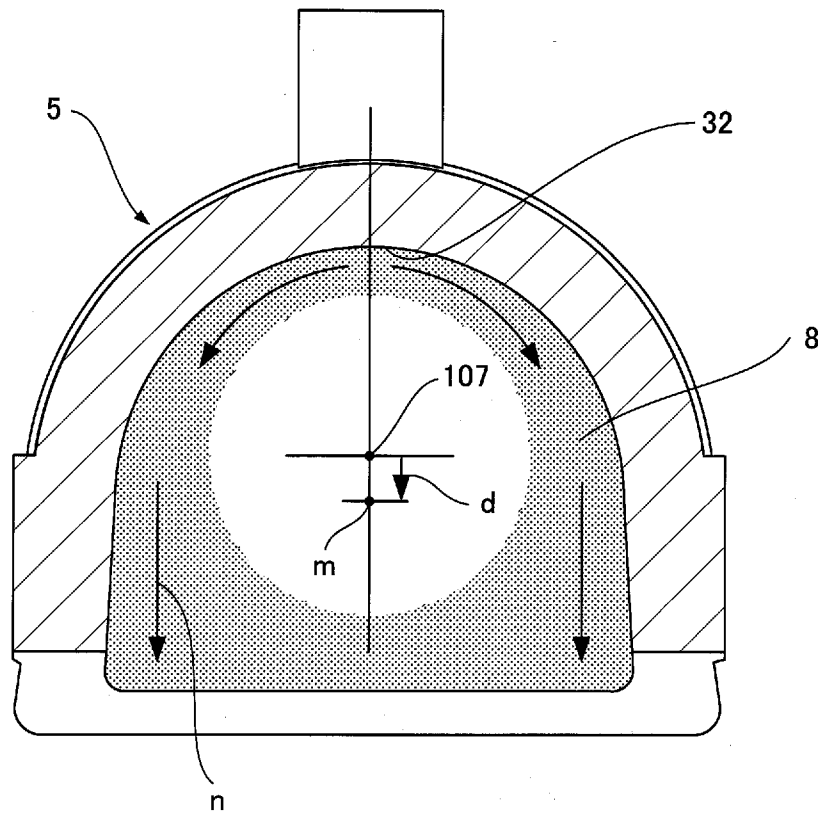
[図15]



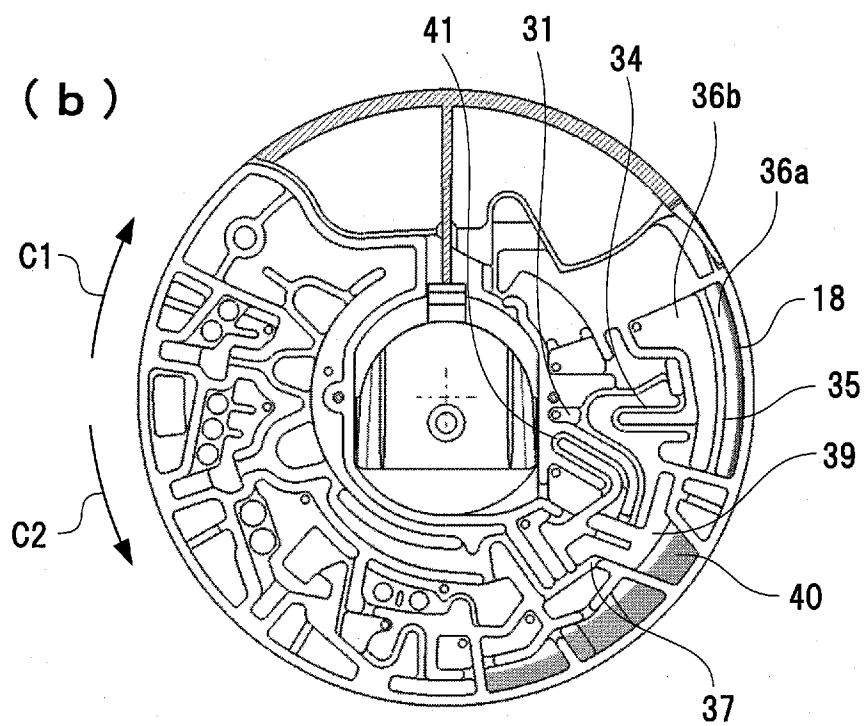
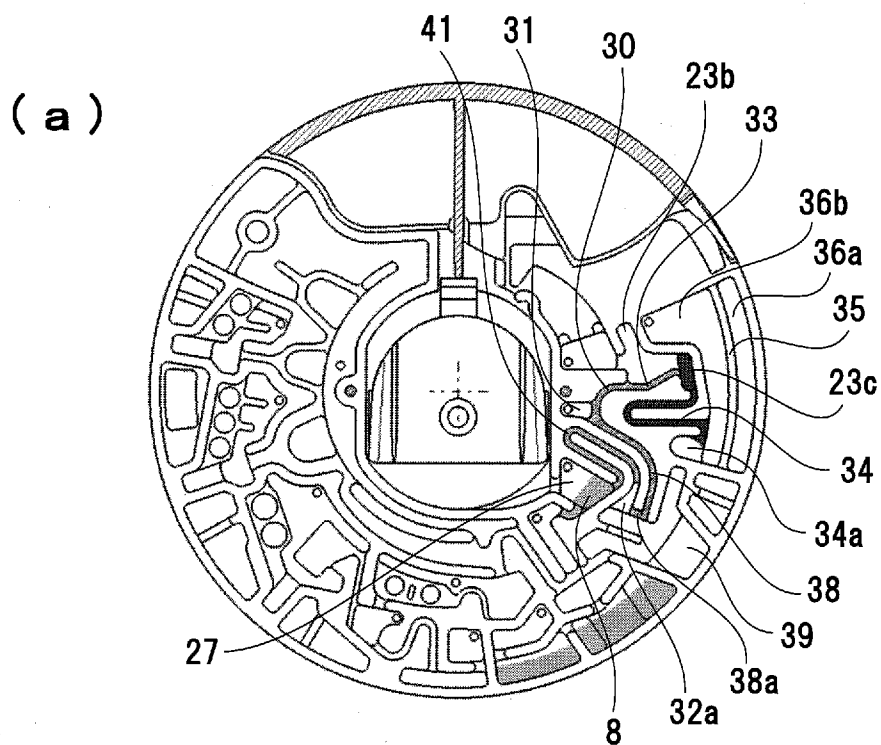
[図16]



[図17]

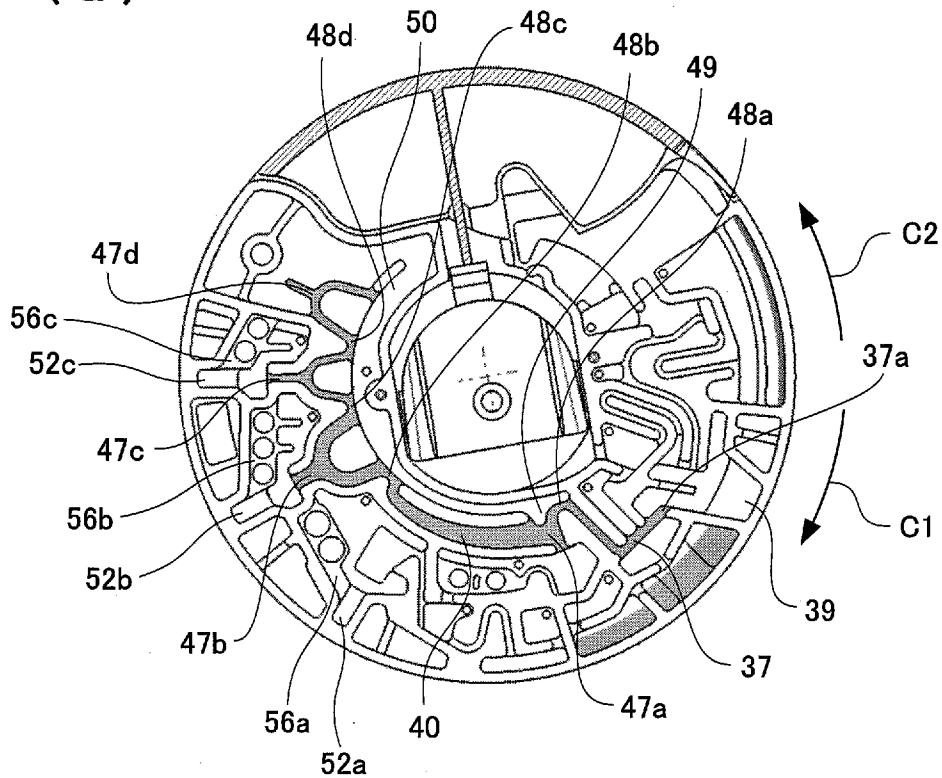


[図18]

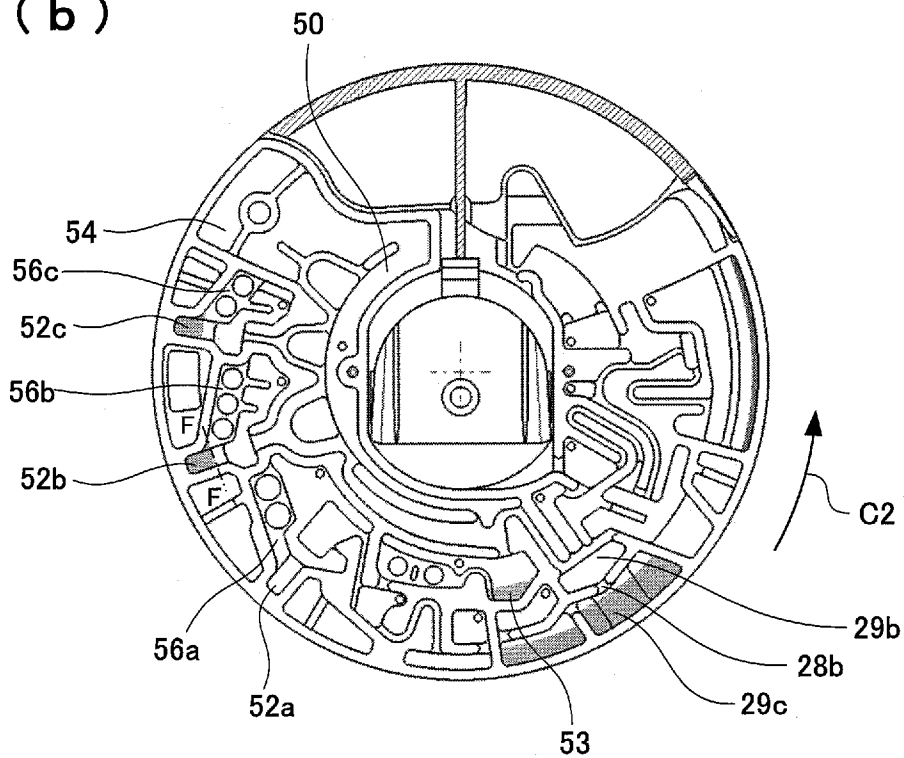


[図19]

( a )

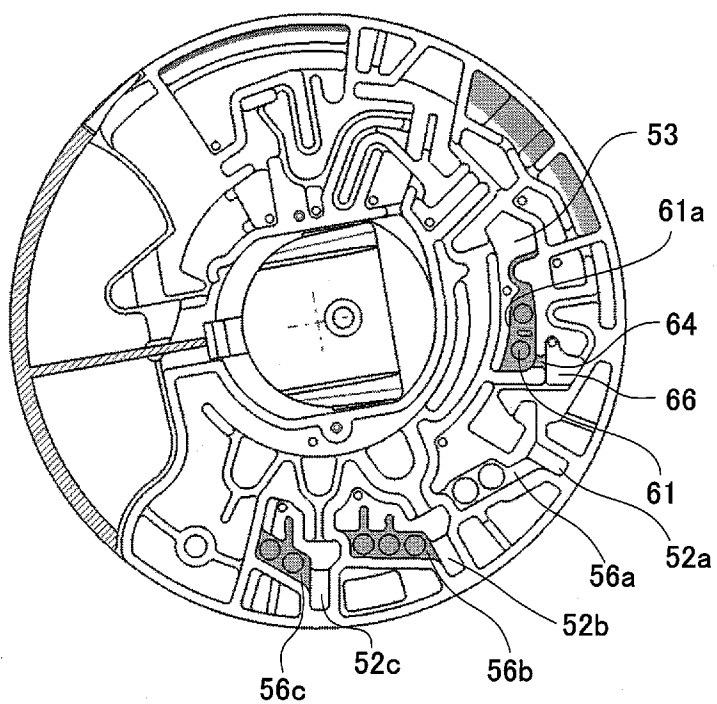


( b )

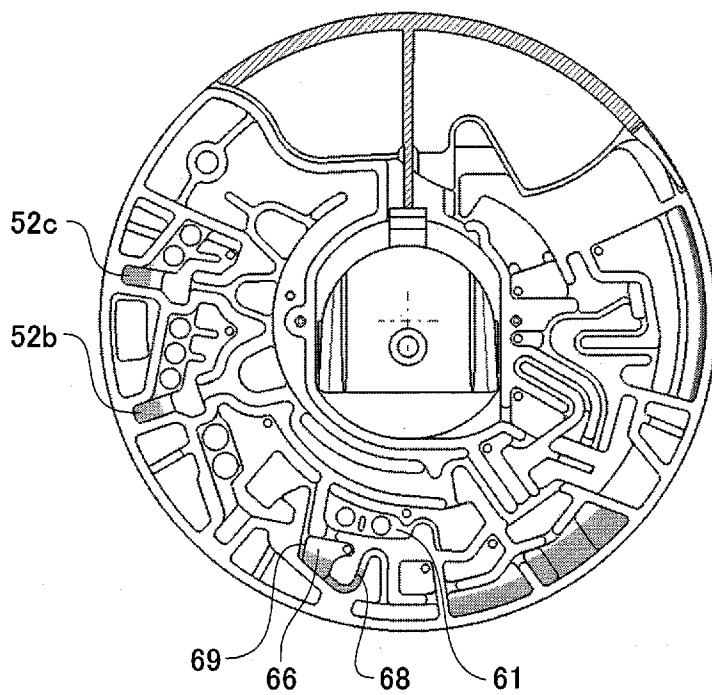


[図20]

(a)

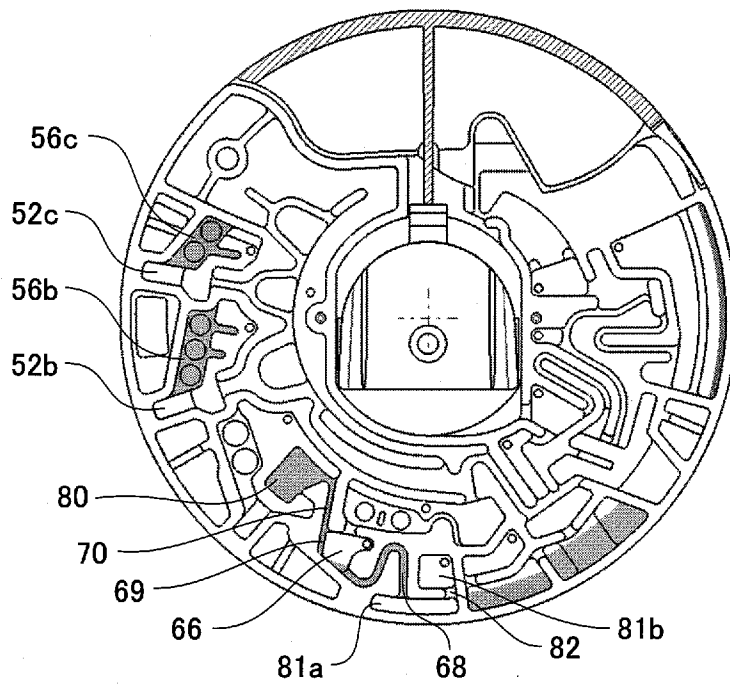


(b)

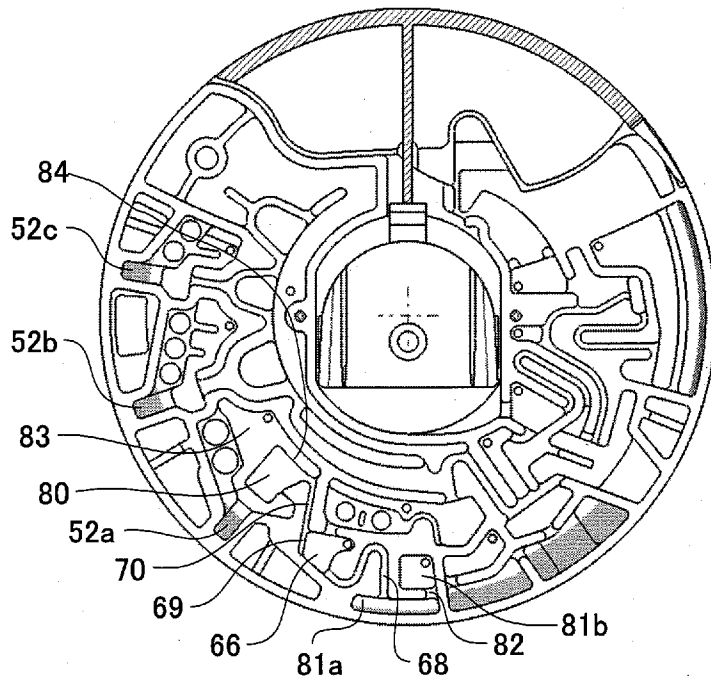


[図21]

(a)

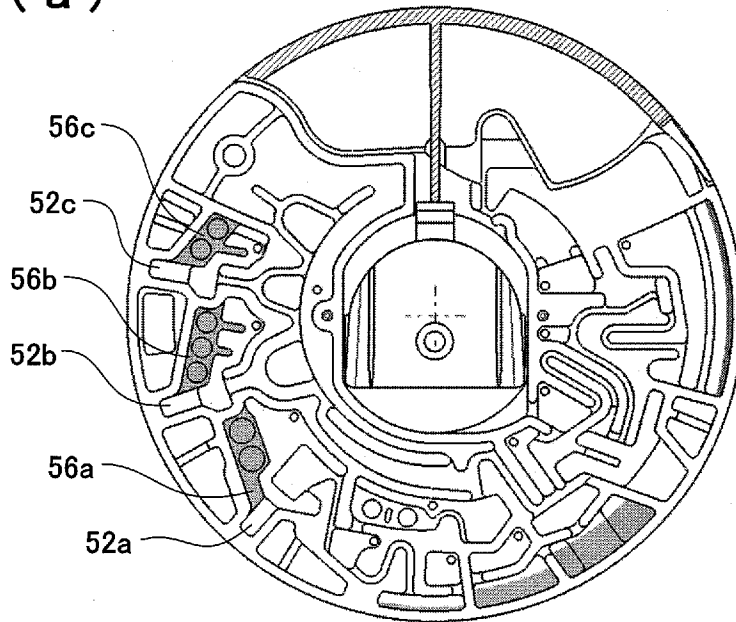


(b)

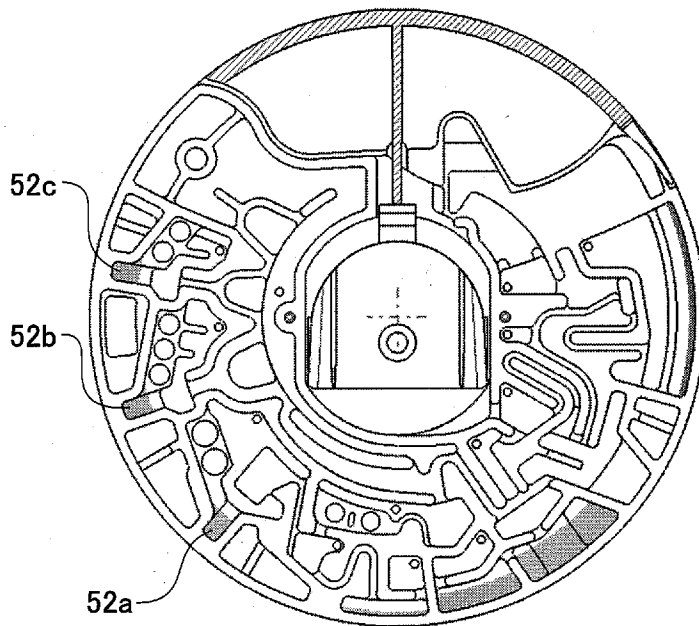


[図22]

(a)

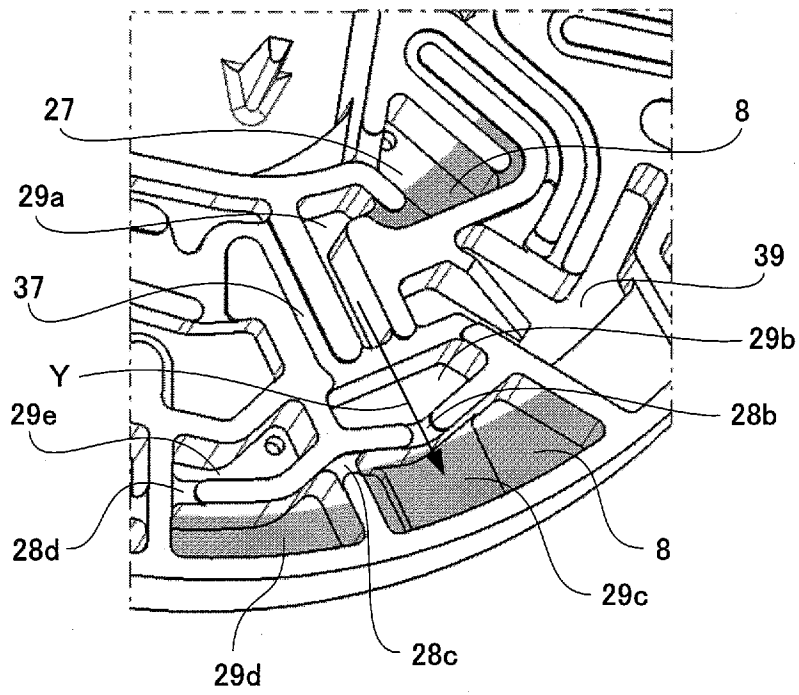


(b)

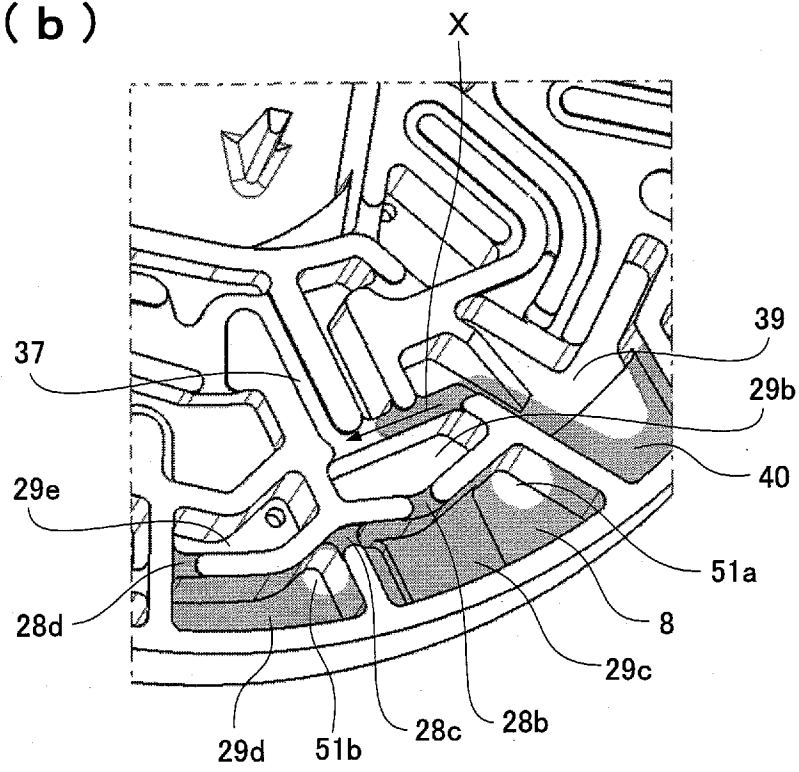


[図23]

(a)

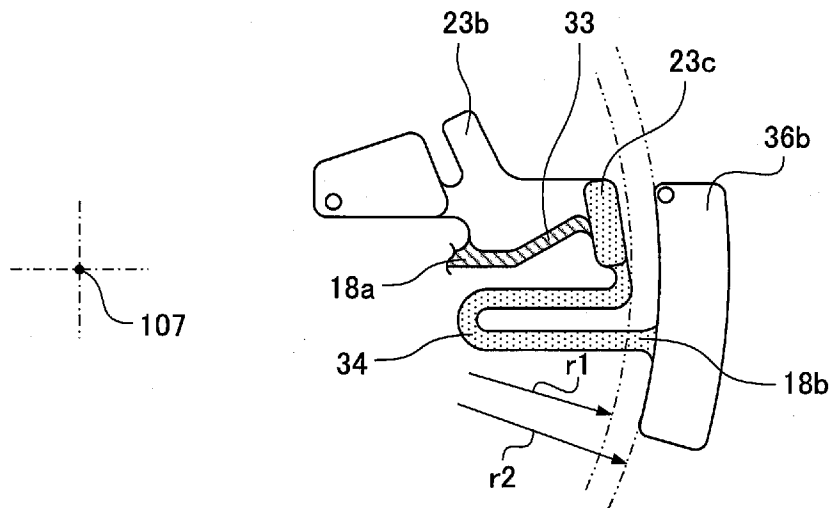


(b)

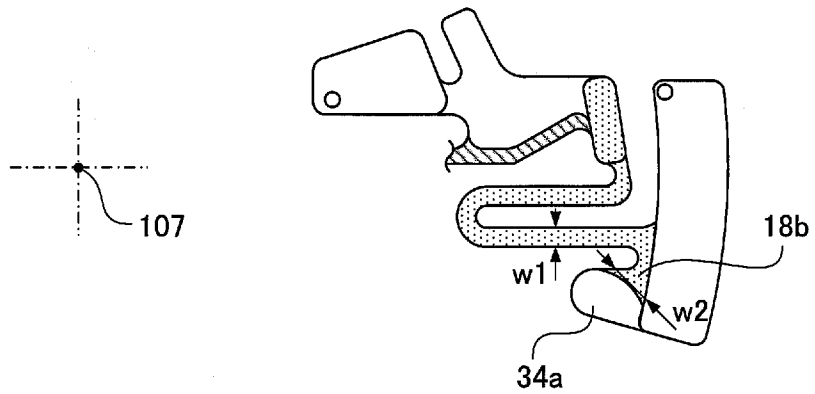


[図24]

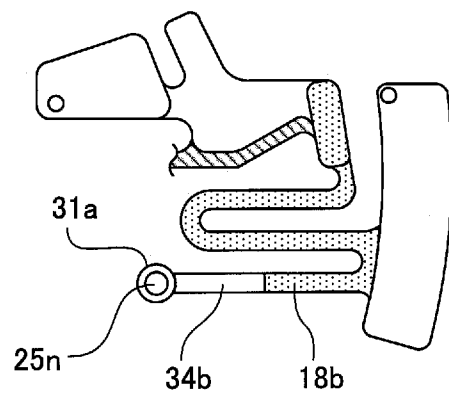
(a)



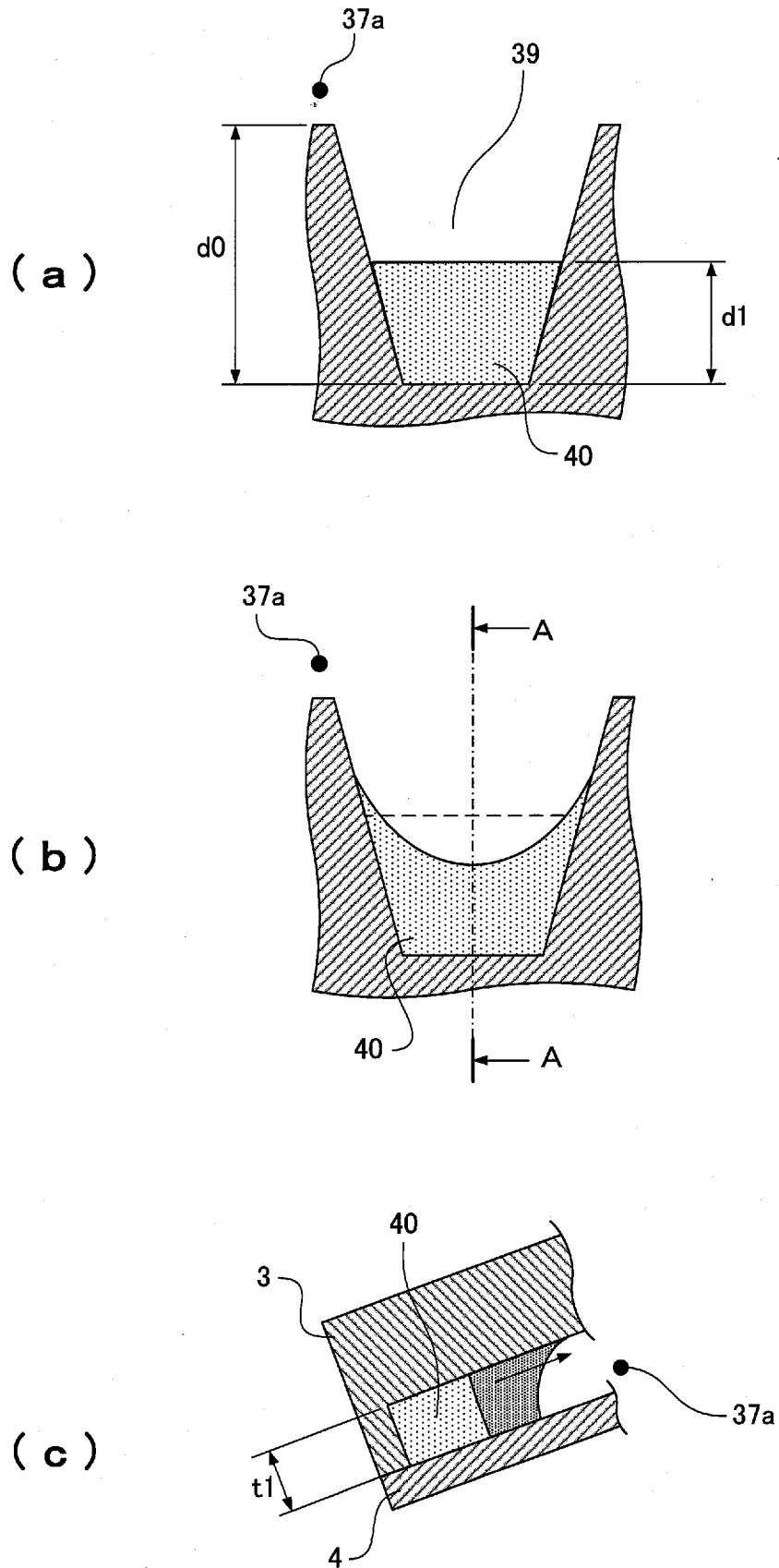
(b)



(c)

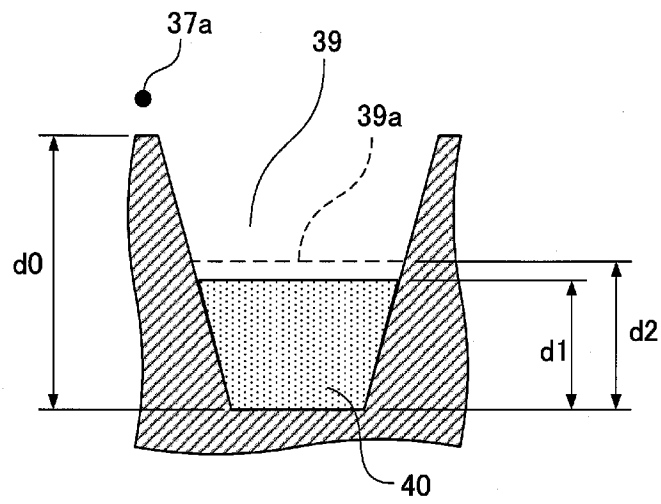


[図25]

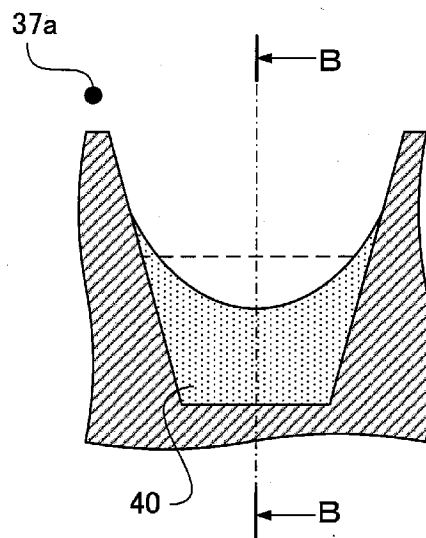


[図26]

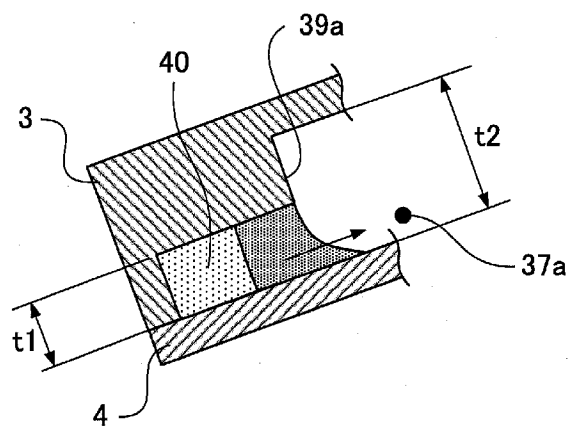
(a)



(b)

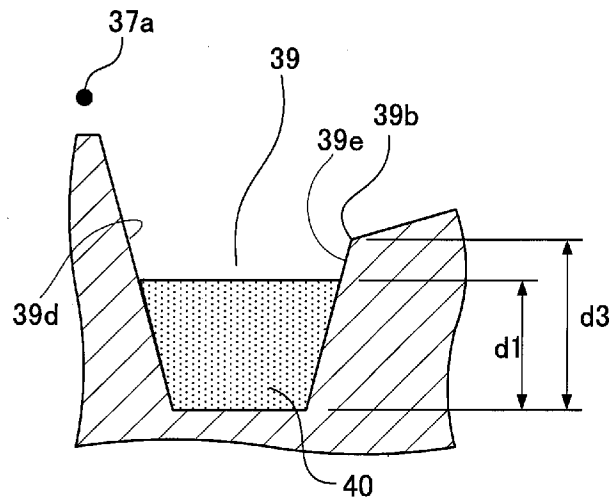


(c)

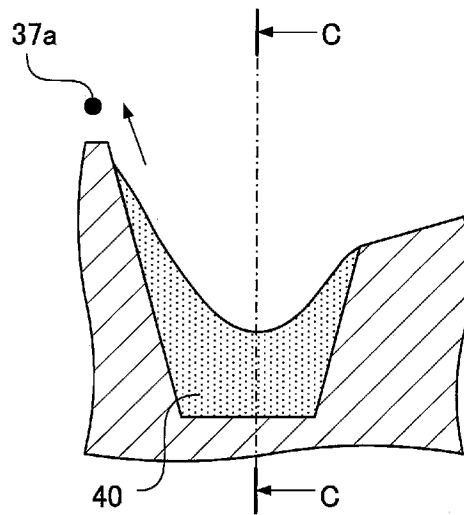


[図27]

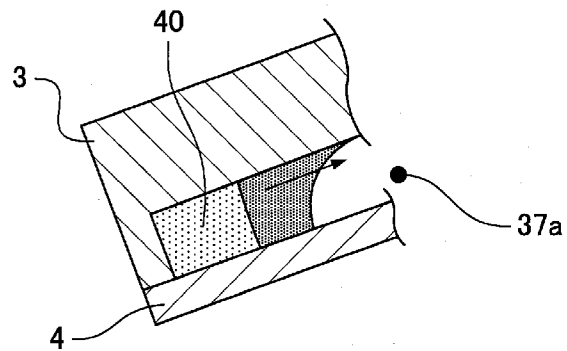
(a)



(b)

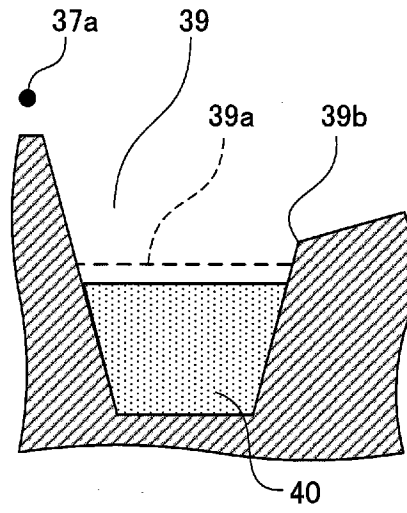


(c)

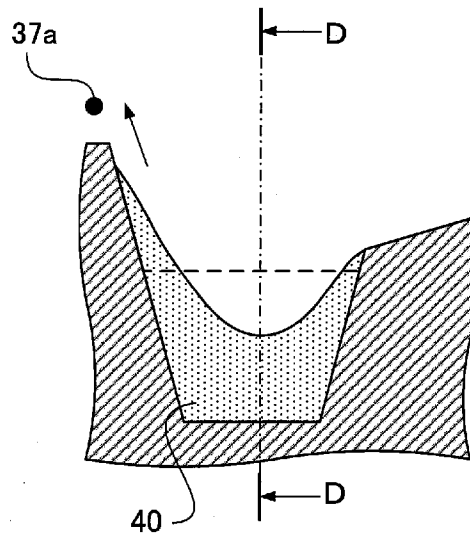


[圖28]

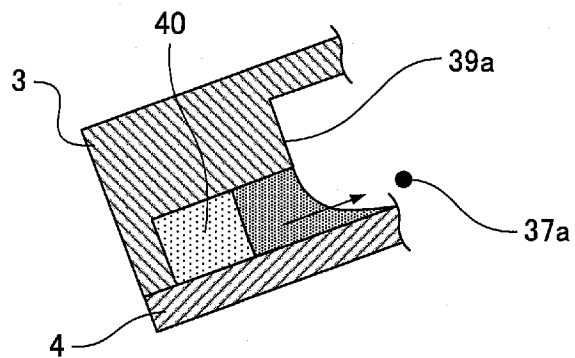
(a)



(b)

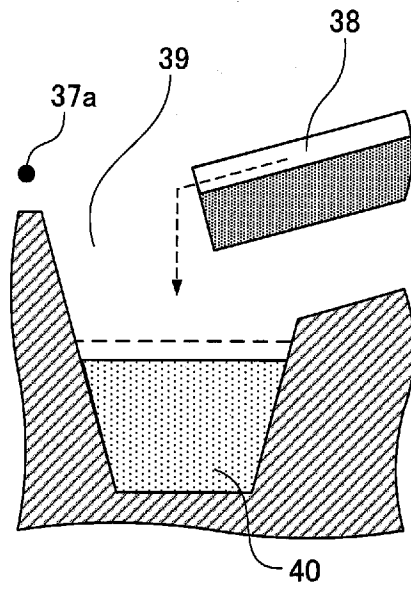


(c)

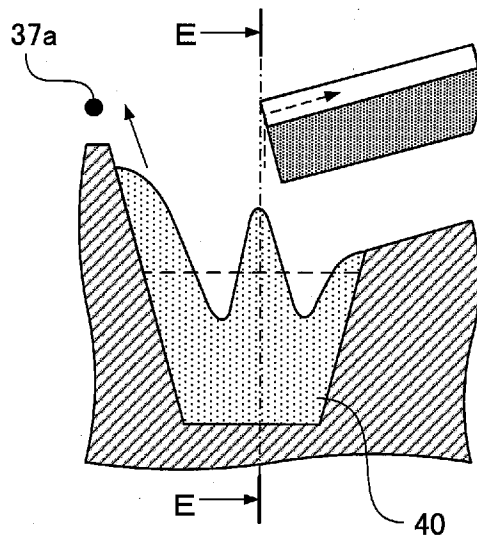


[図29]

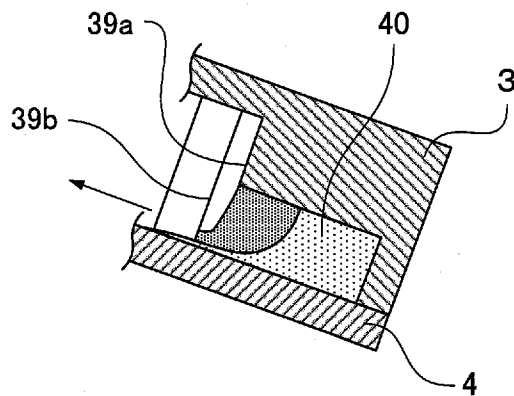
(a)



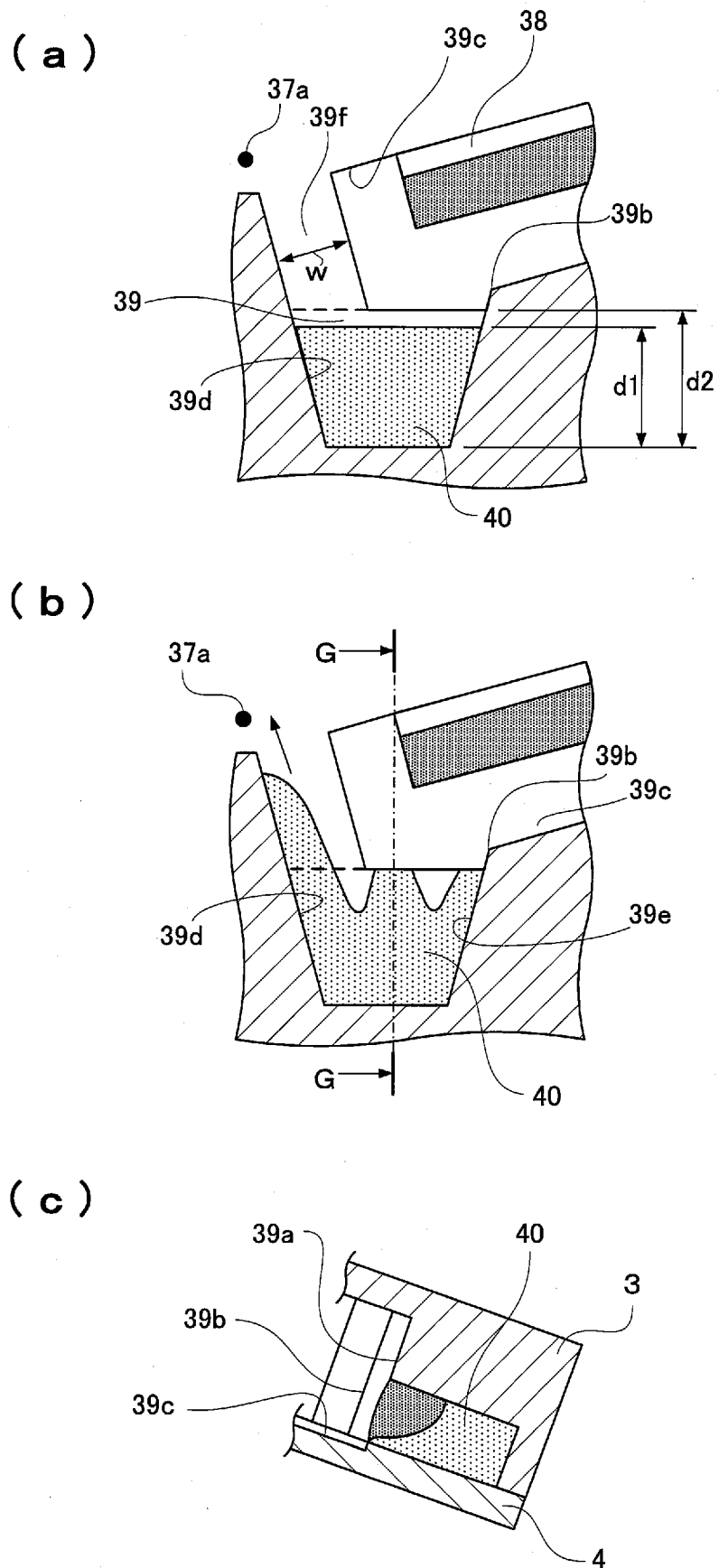
(b)



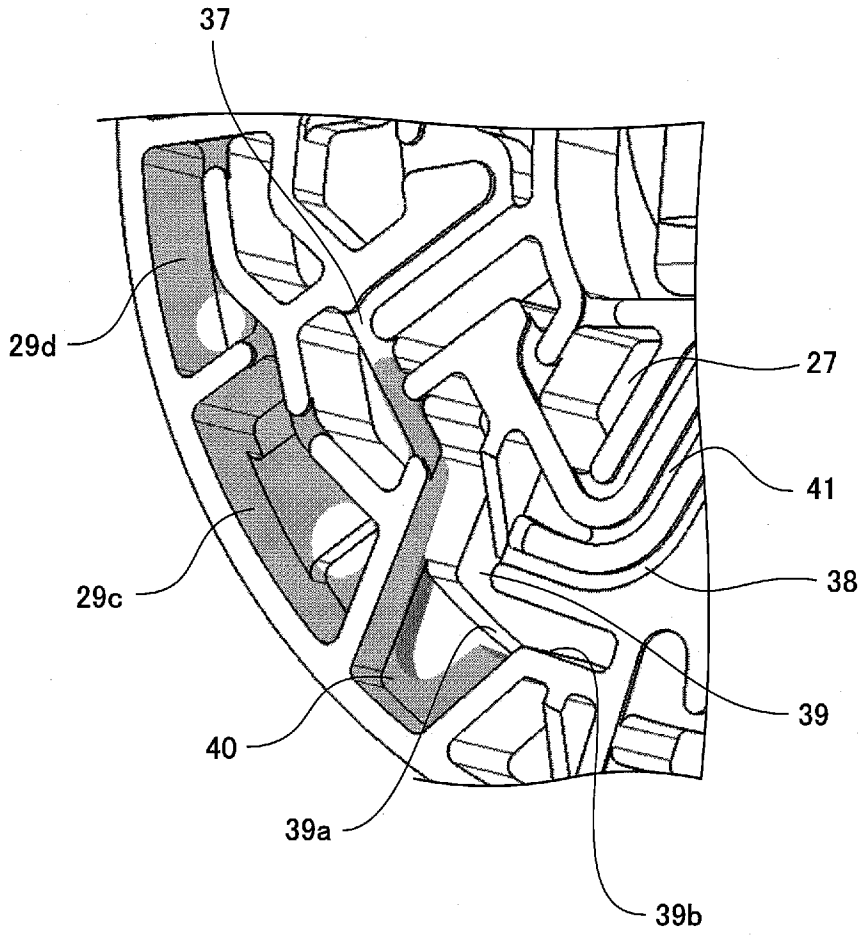
(c)



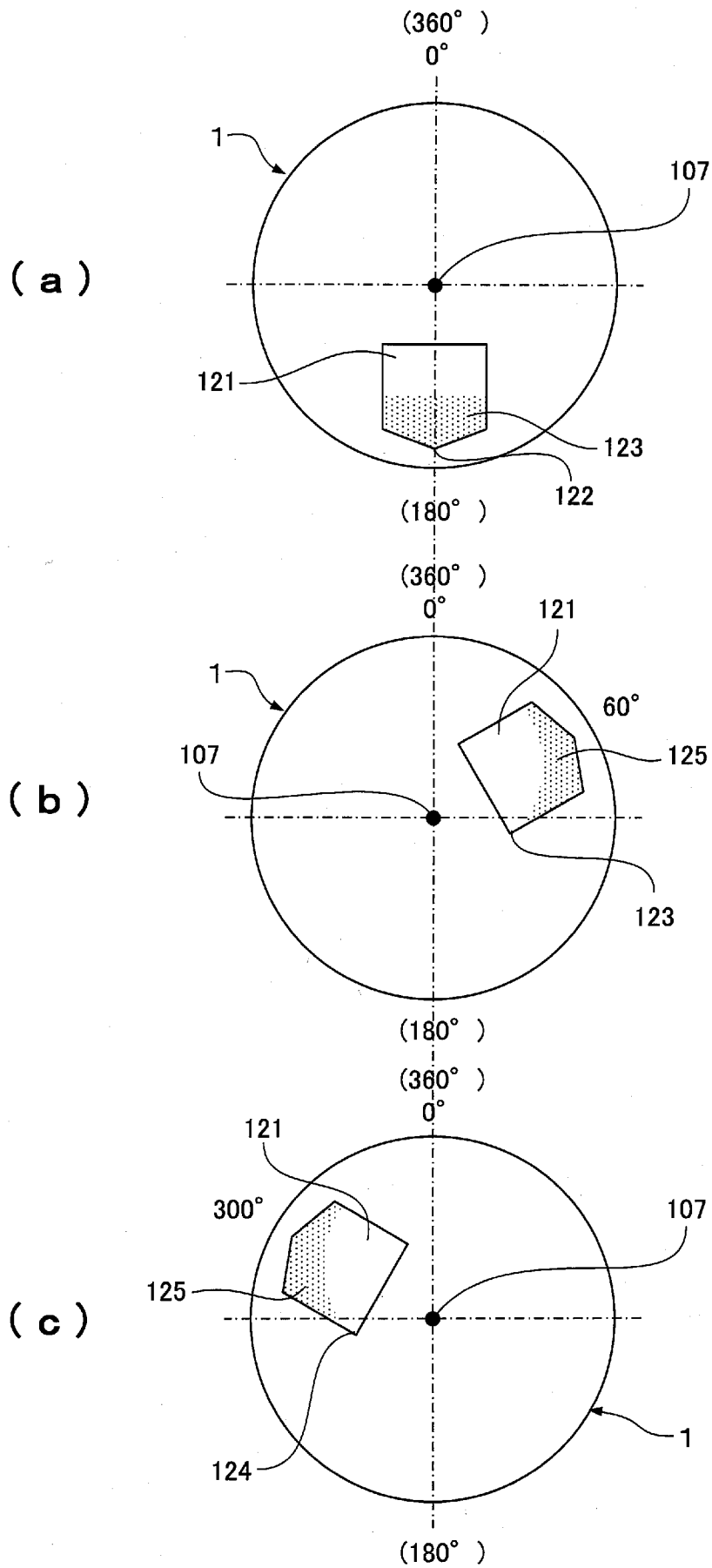
[図30]



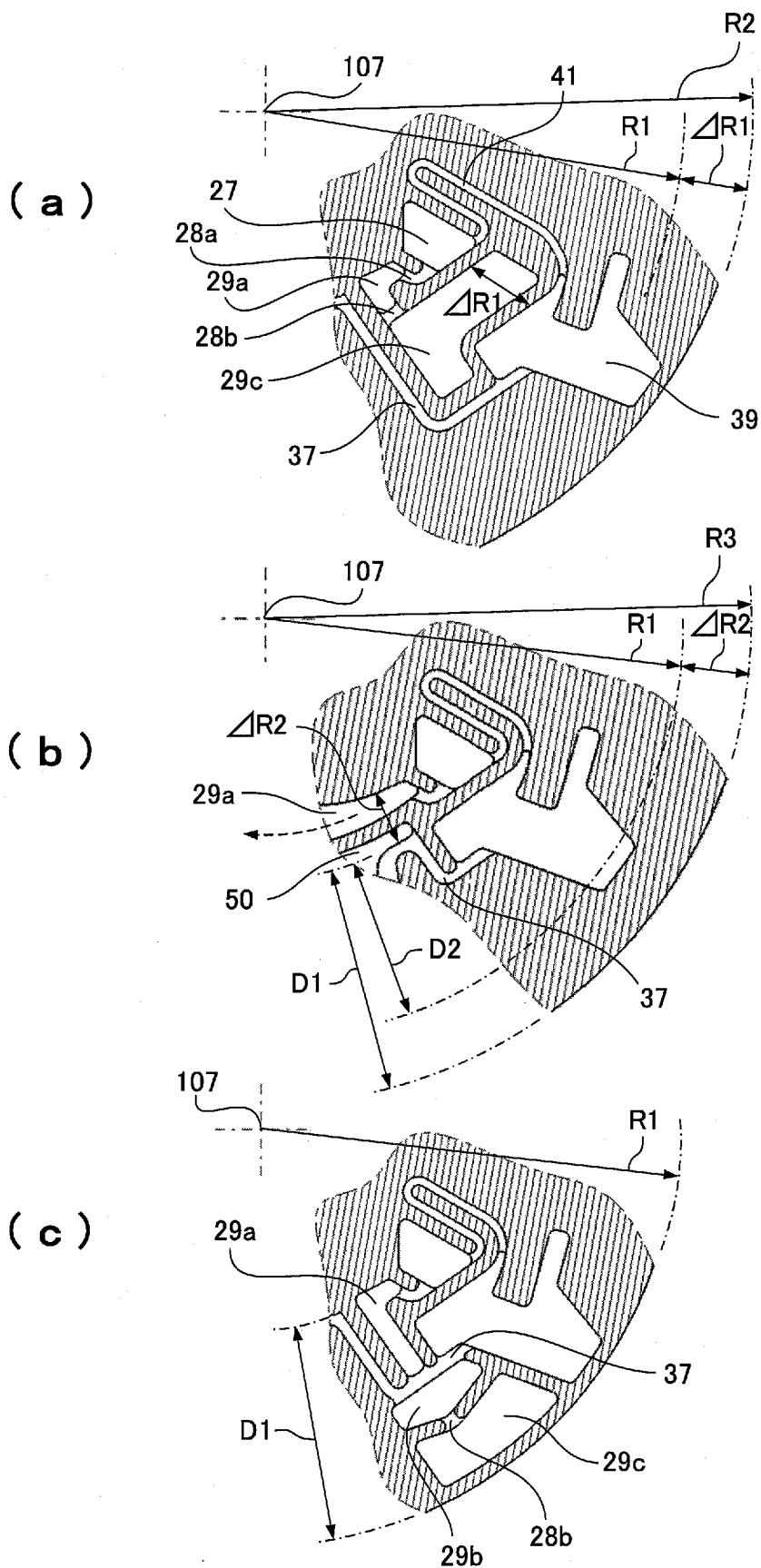
[図31]



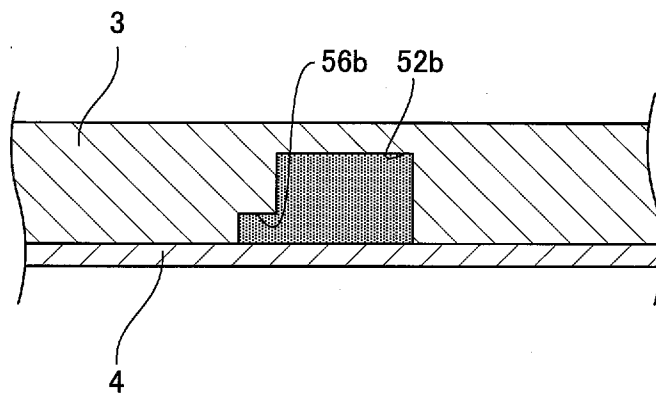
[図32]



[図33]

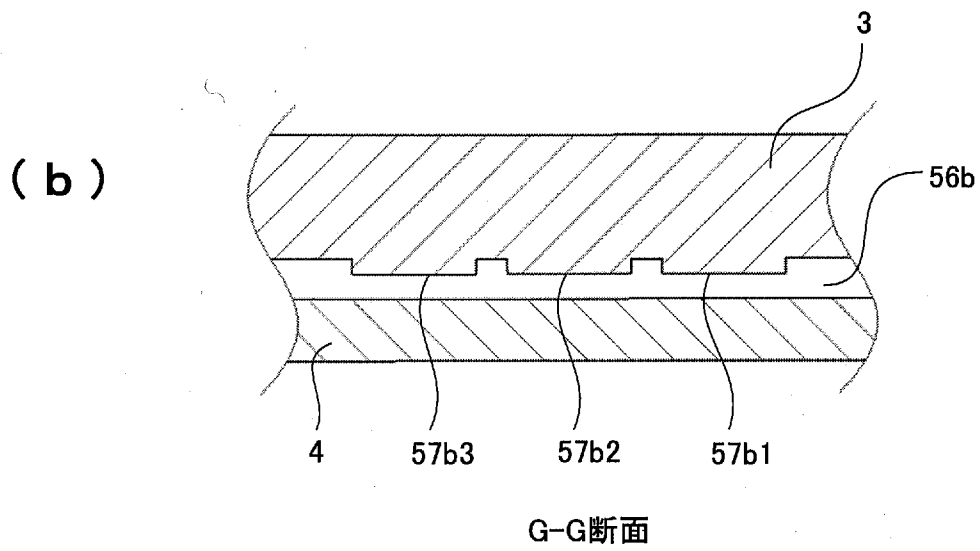
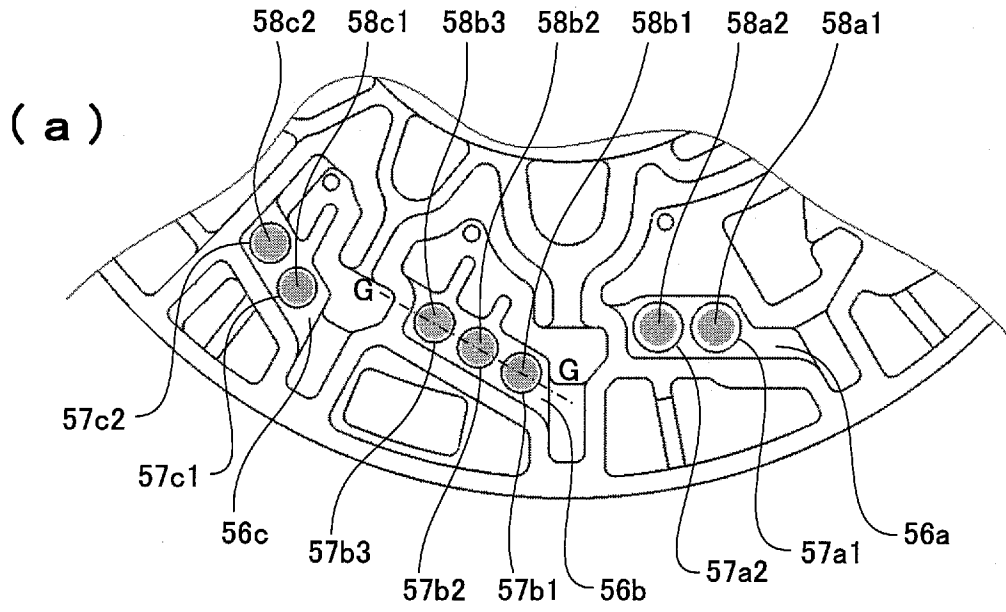


[図34]

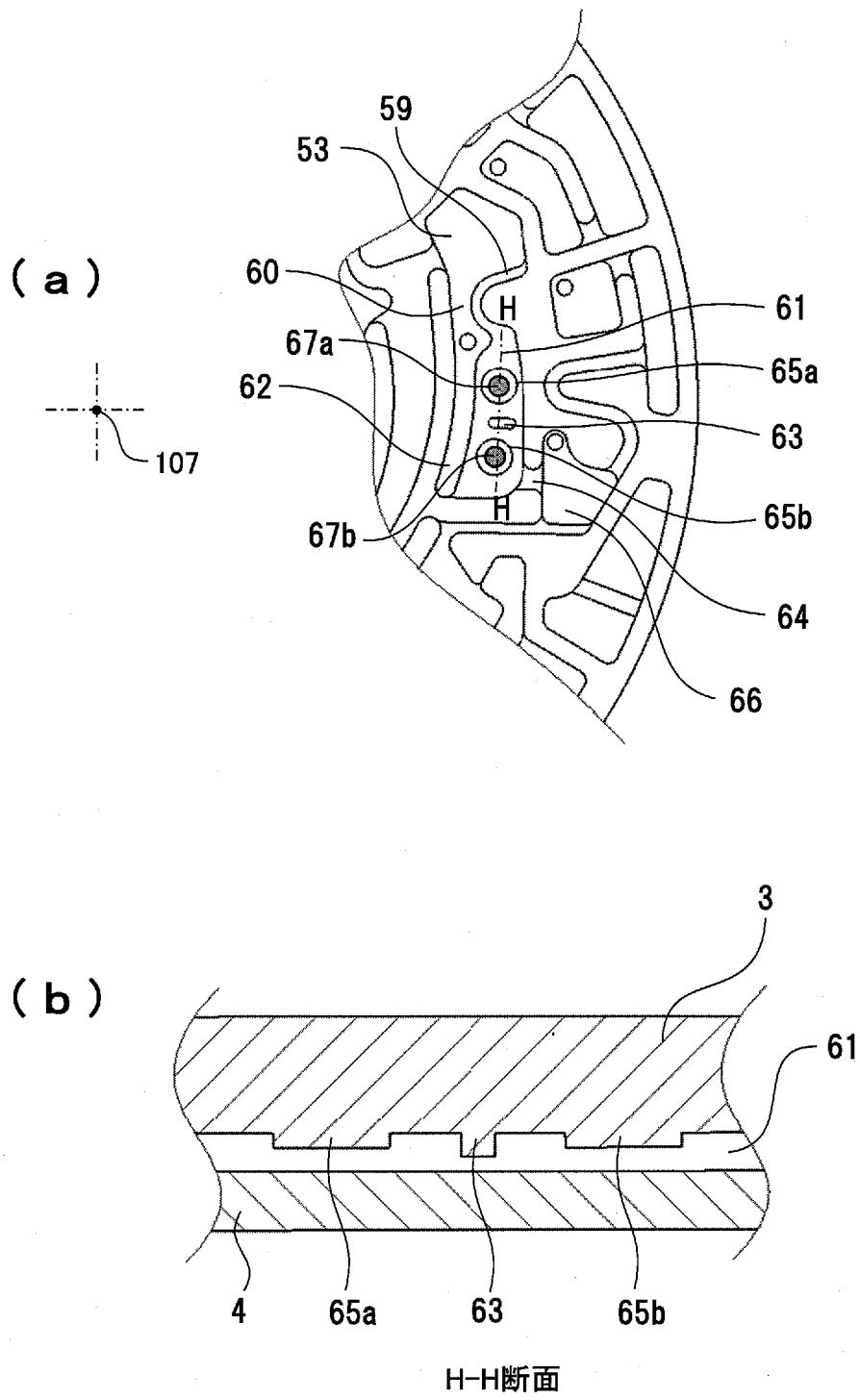



F-F断面

[図35]

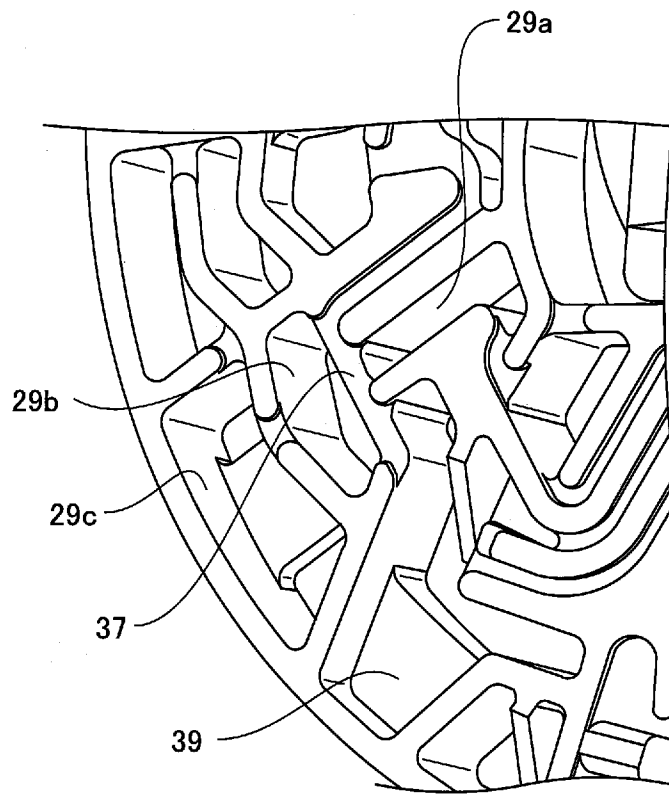


[図36]

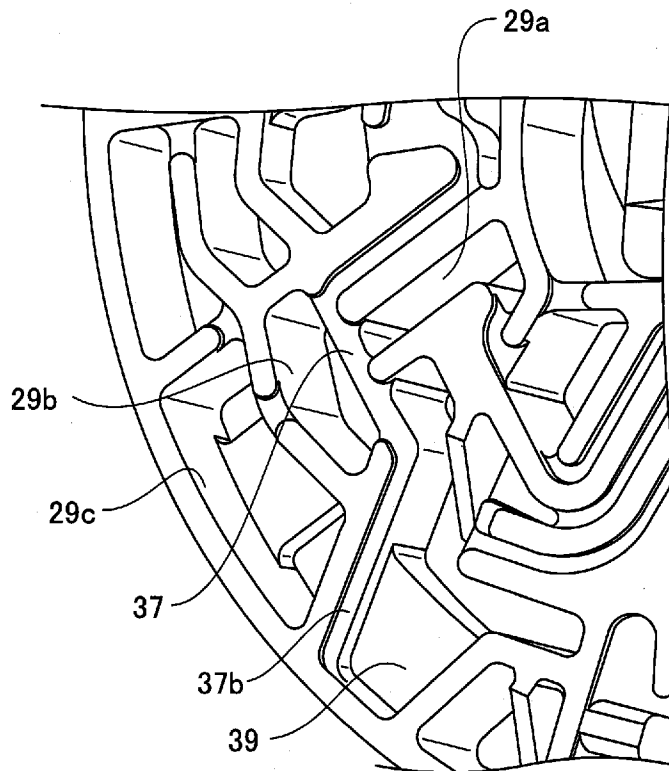


[37]

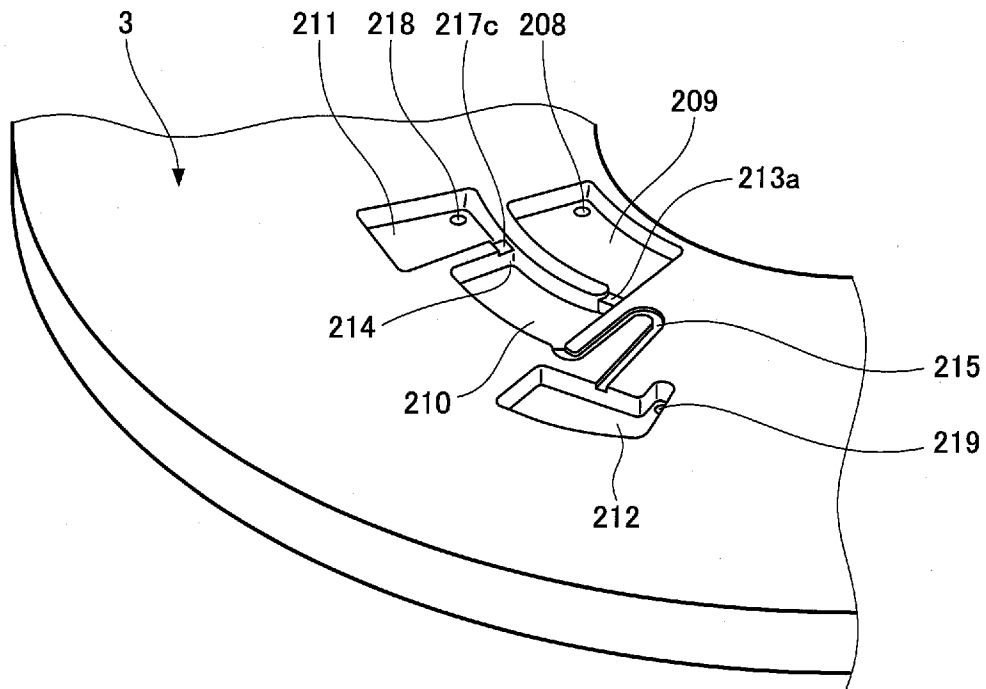
( a )



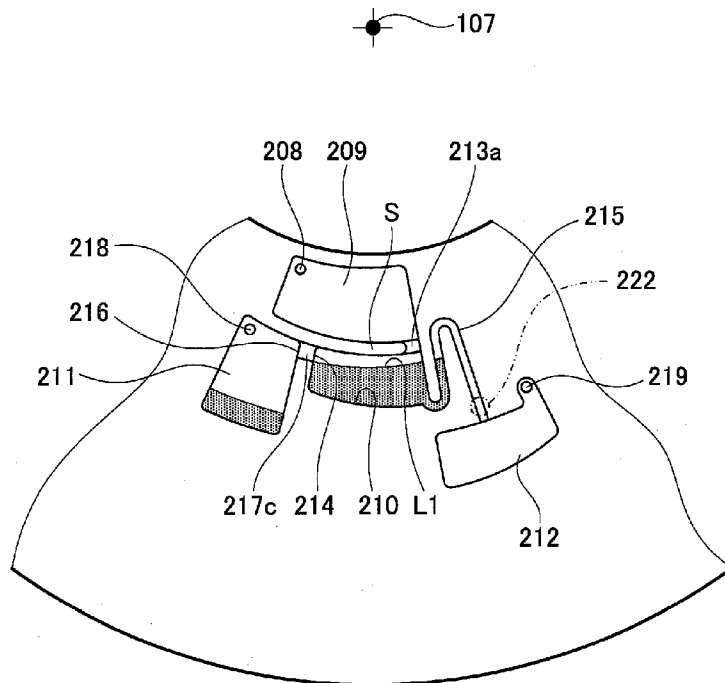
( b )



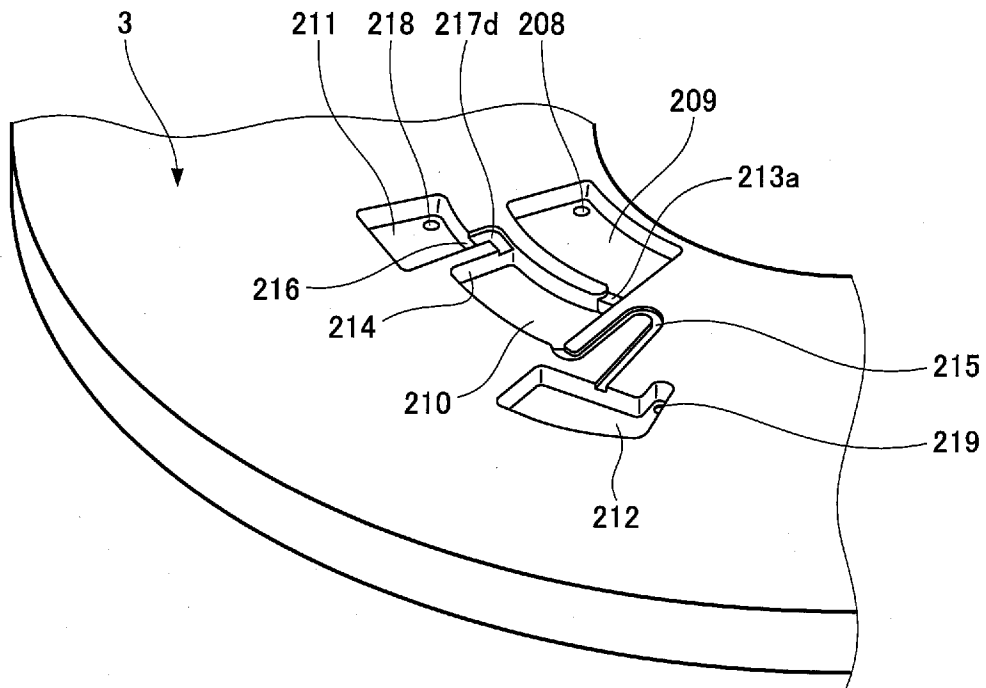
[図38]



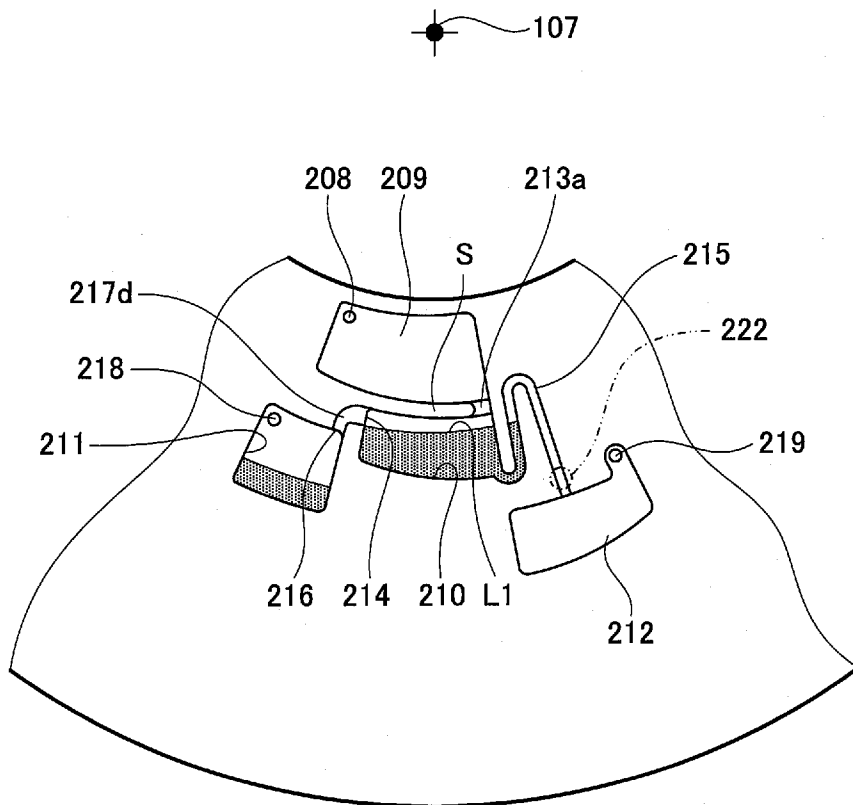
[図39]



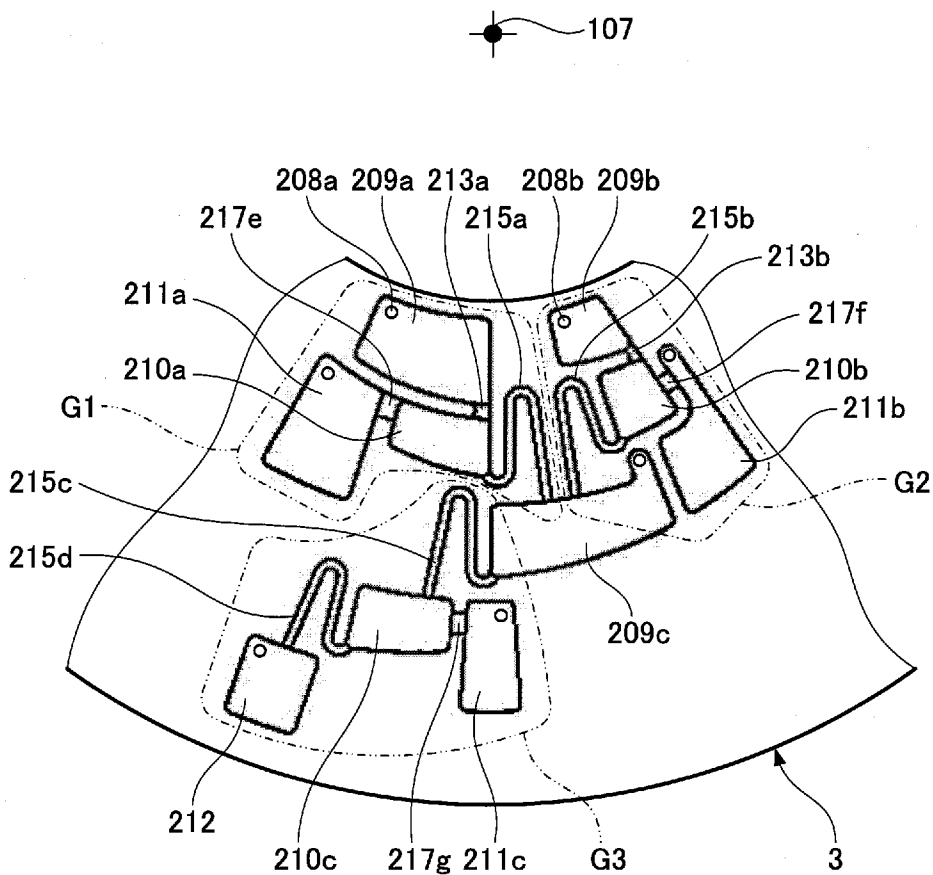
[図40]



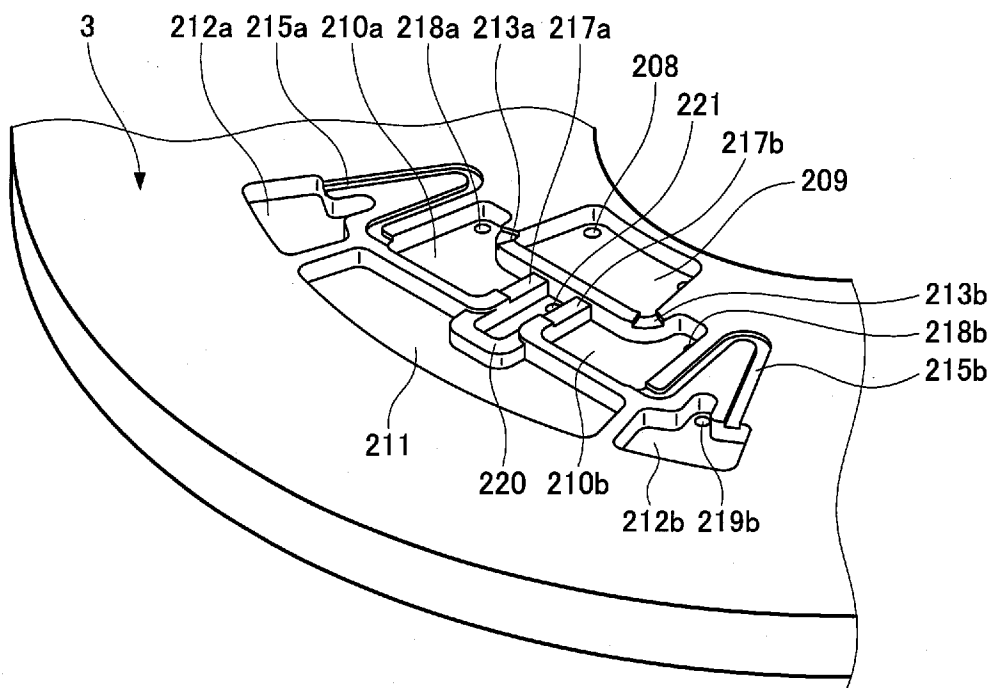
[図41]



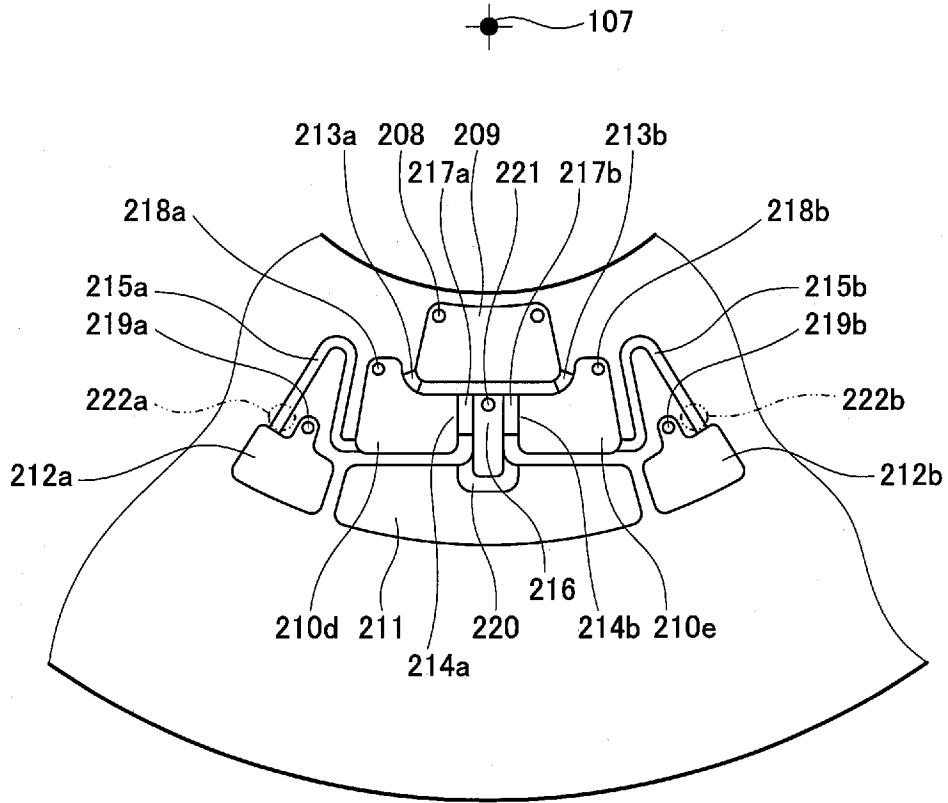
[圖42]



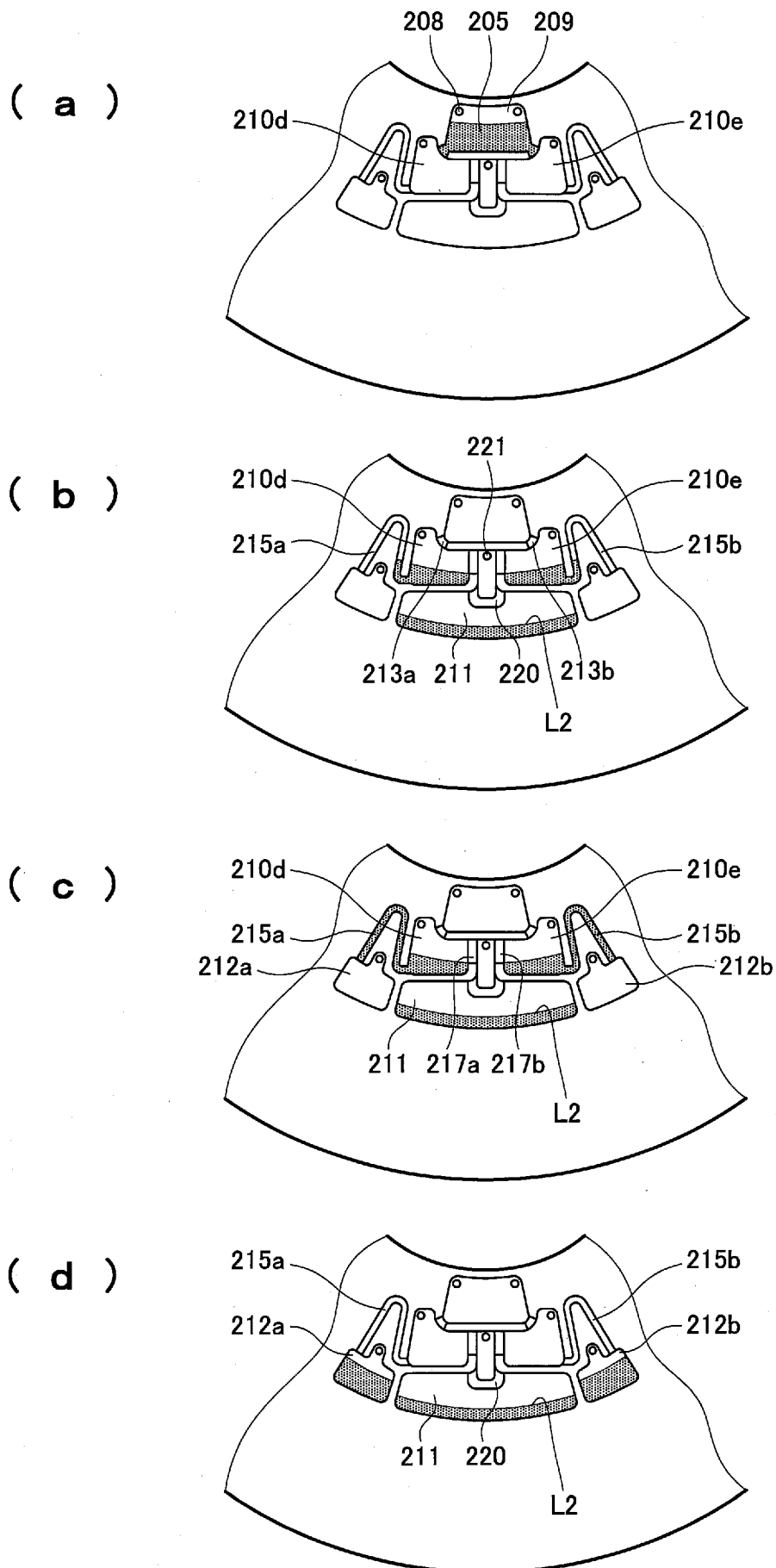
[圖43]



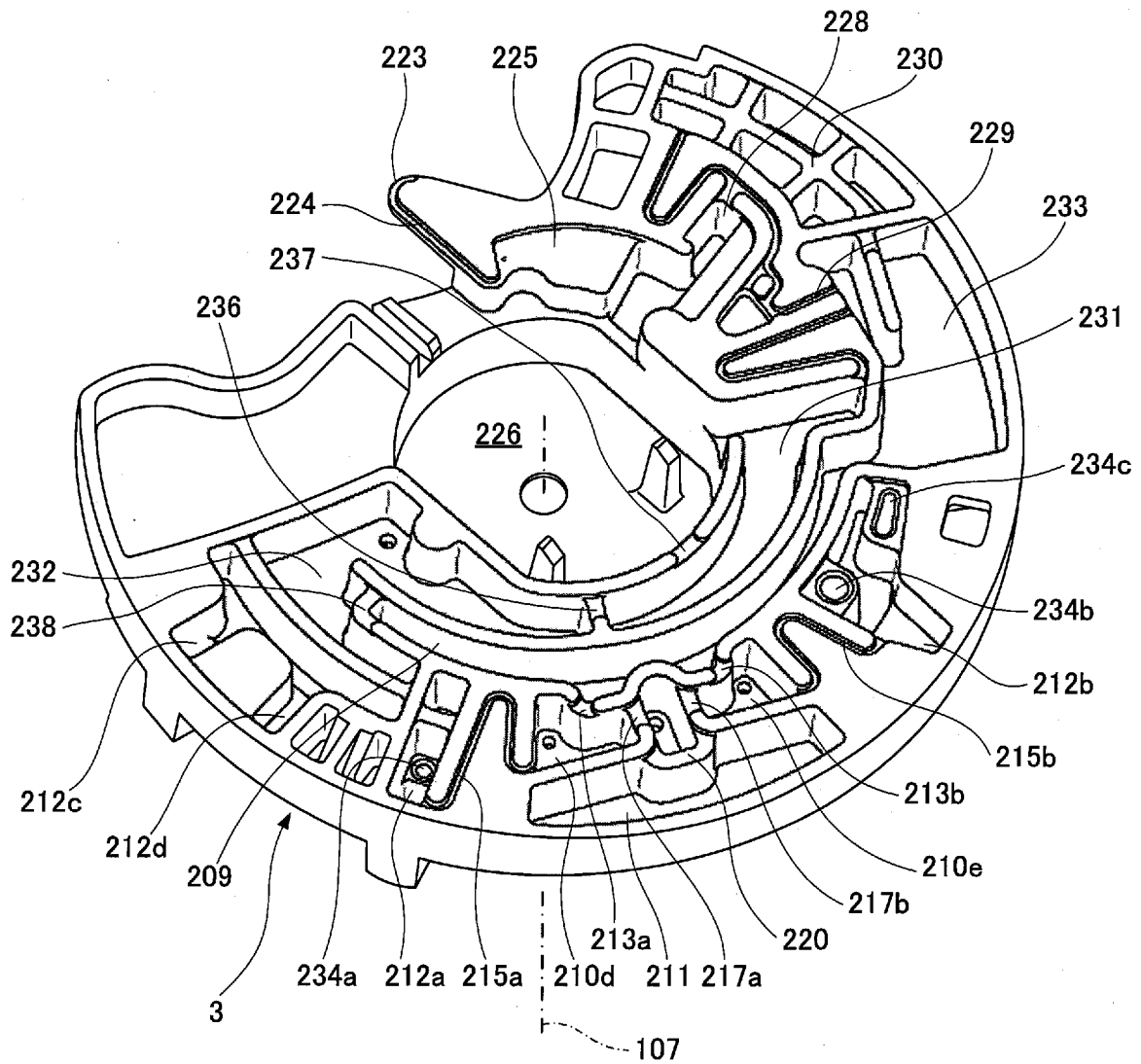
[図44]



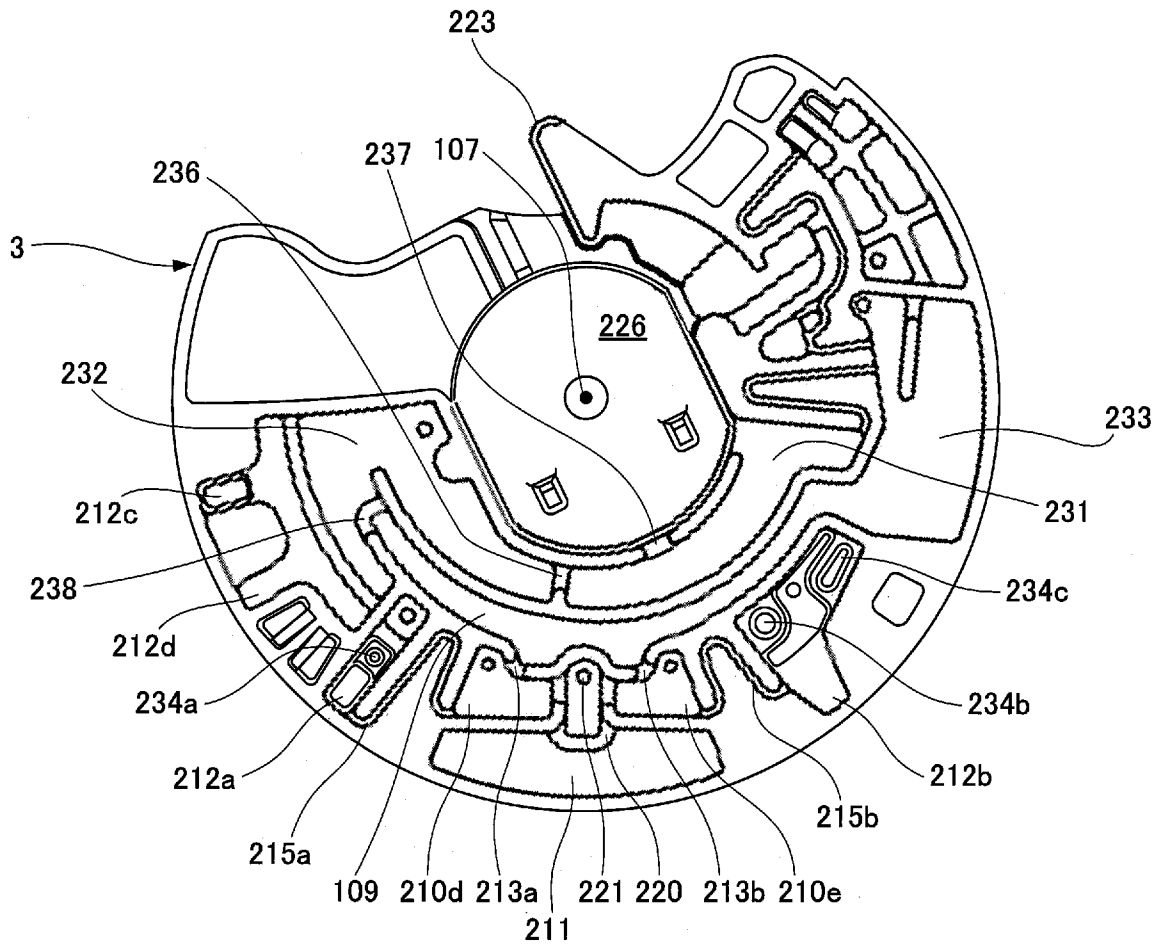
[図45]



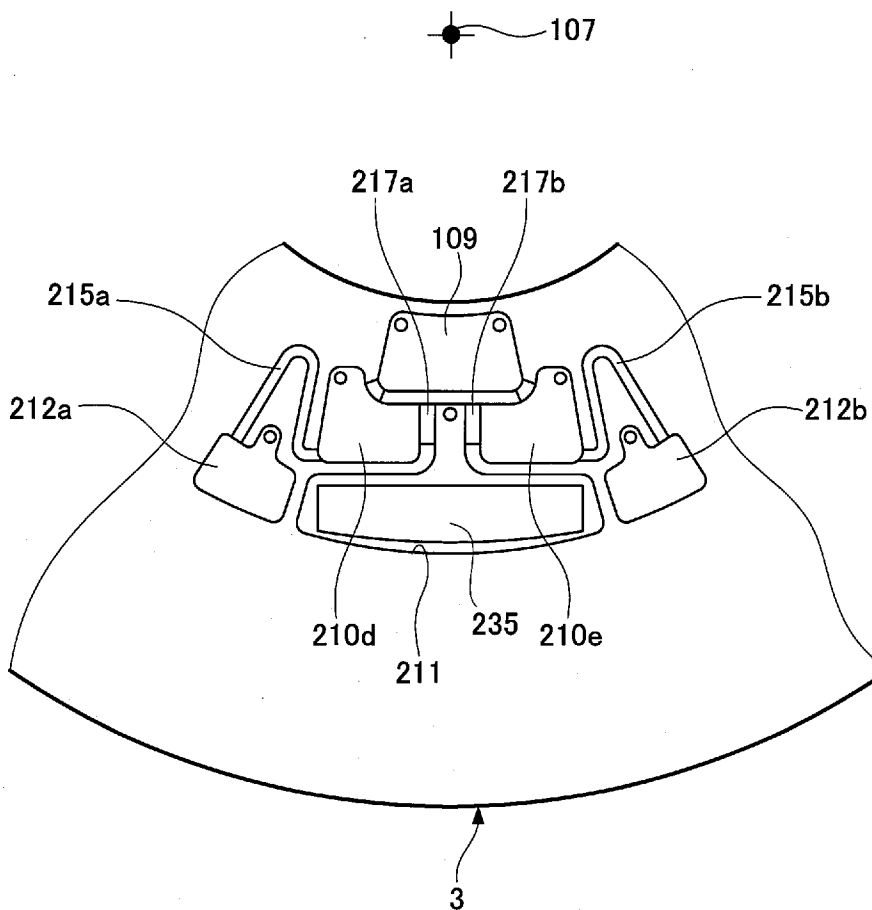
[図46]



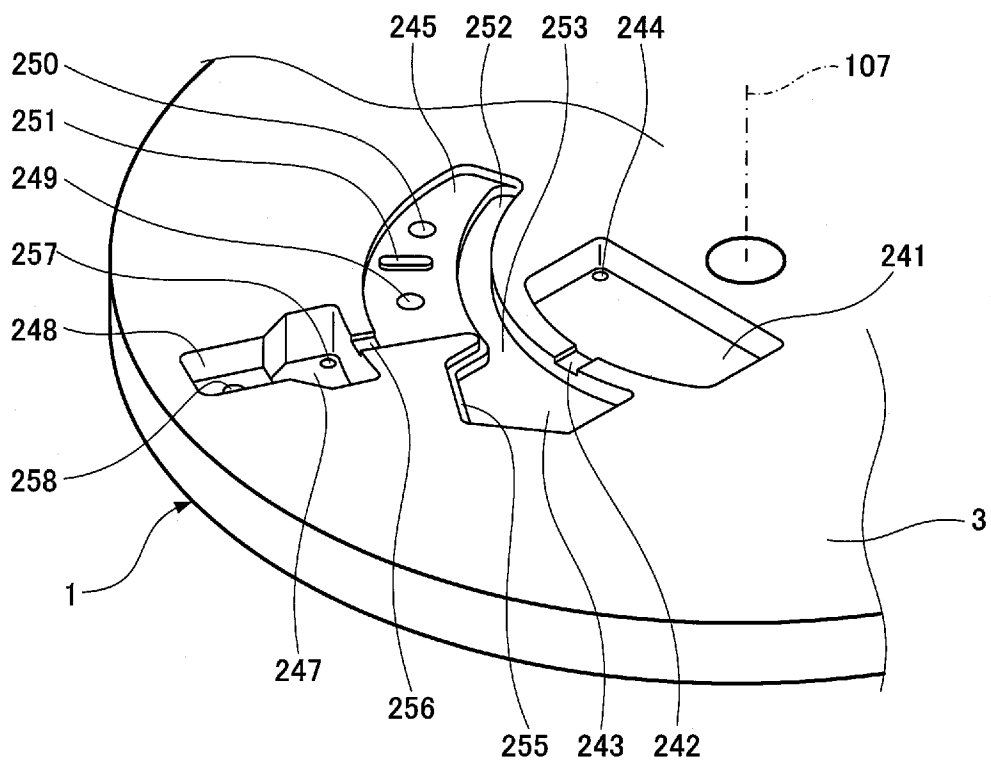
[図47]



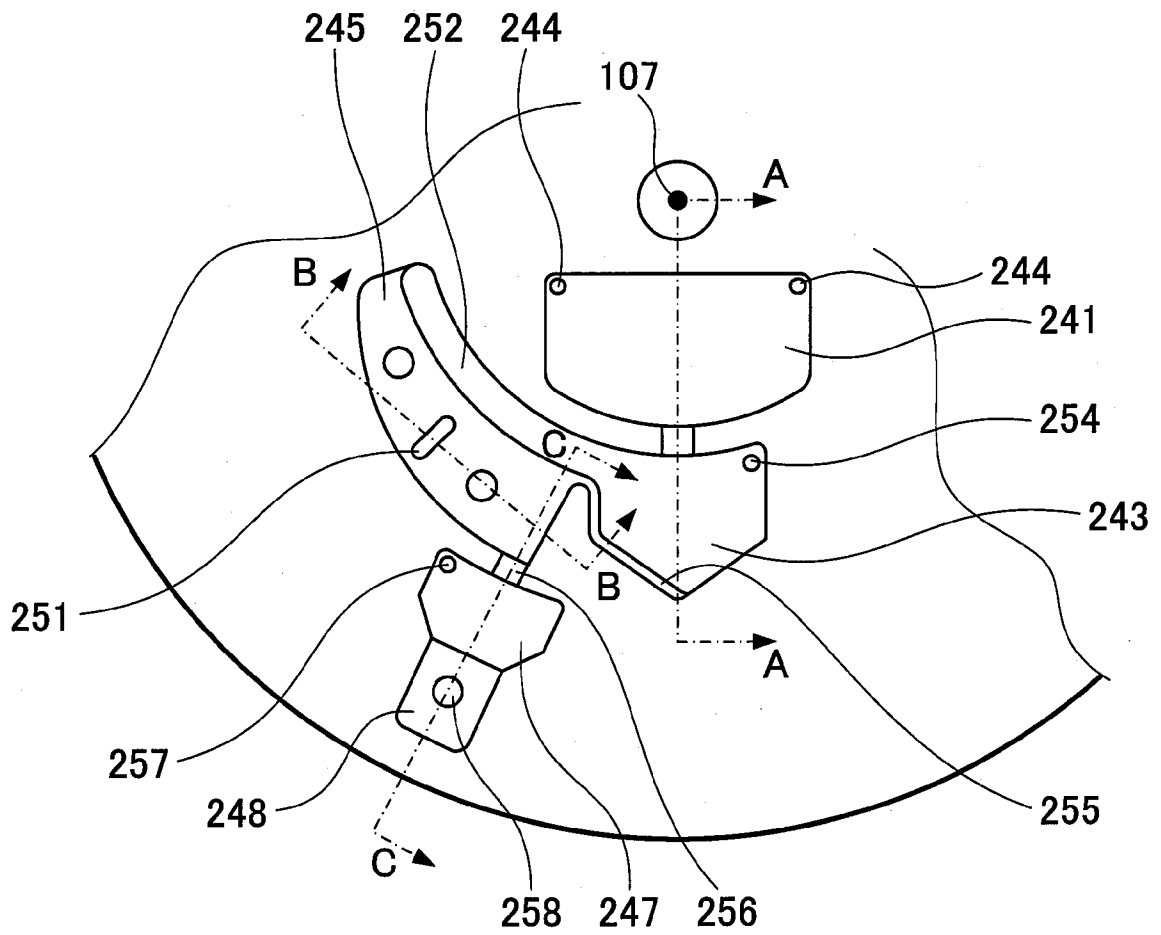
[图48]



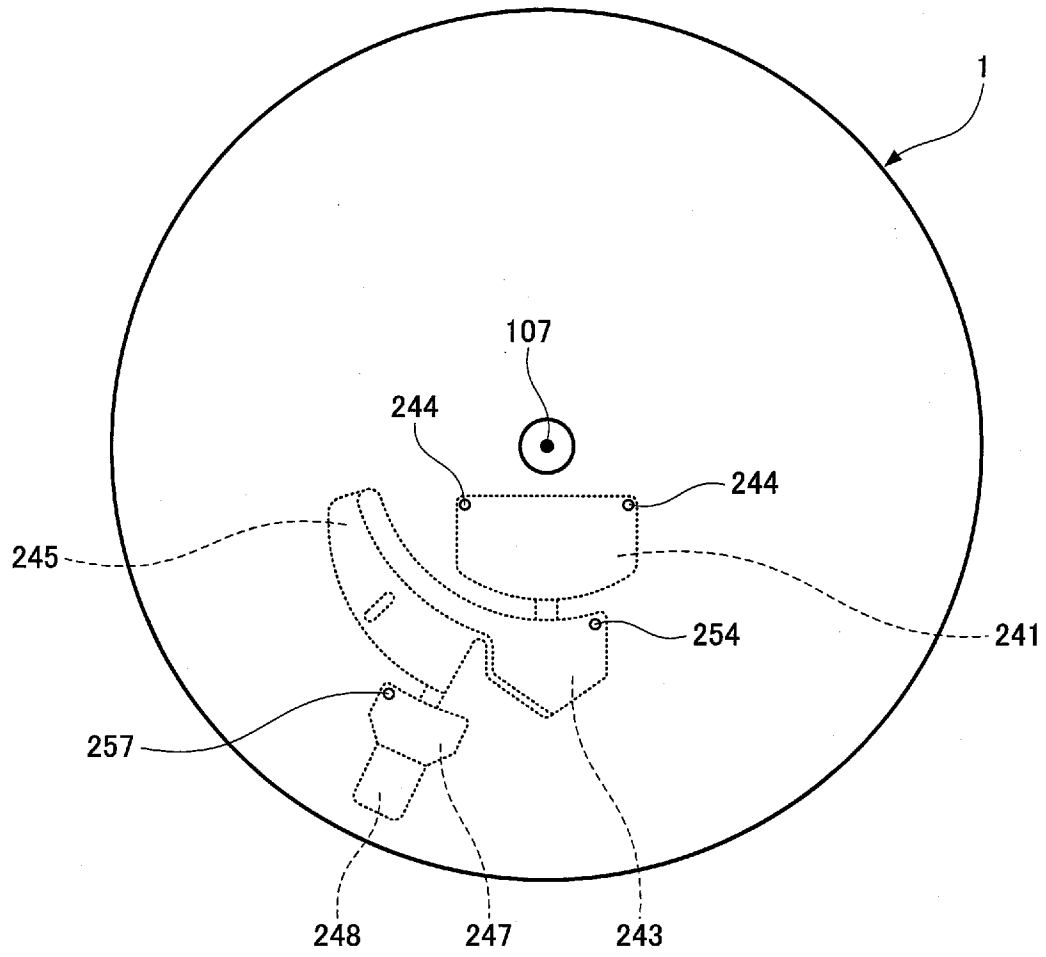
[图49]



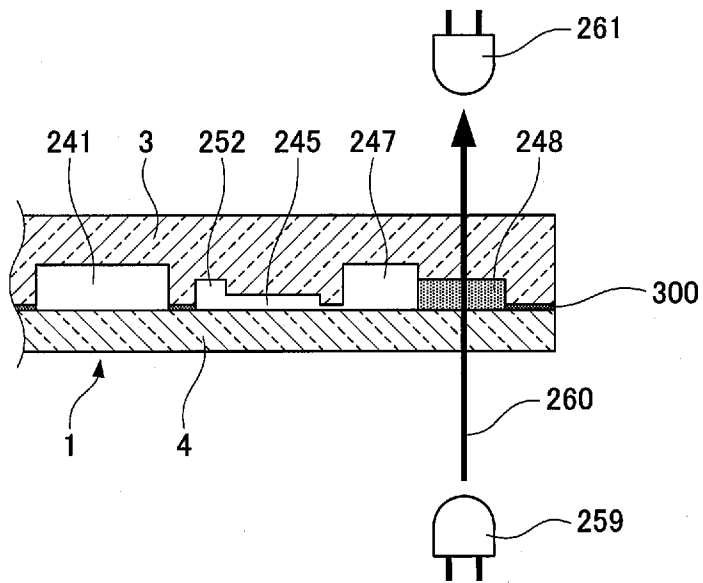
[図50]



[圖51]

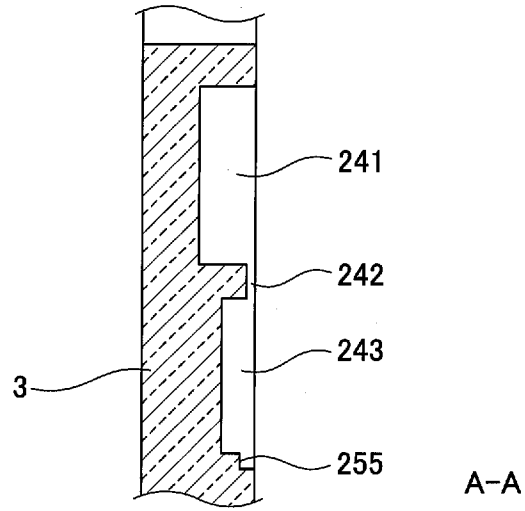


[圖52]

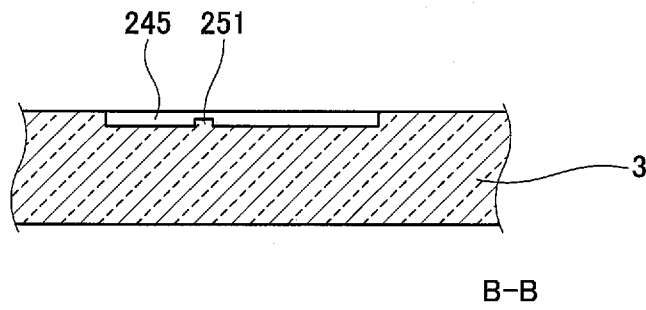


[図53]

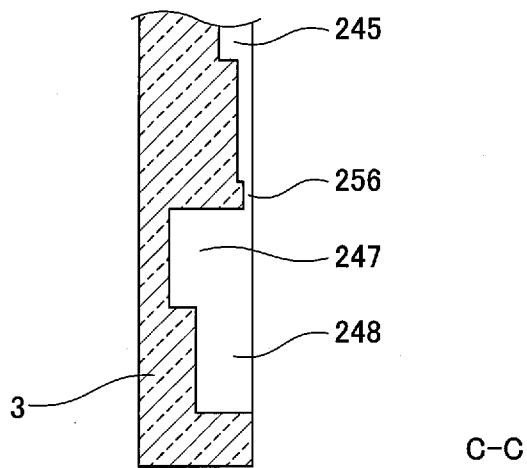
( a )



( b )

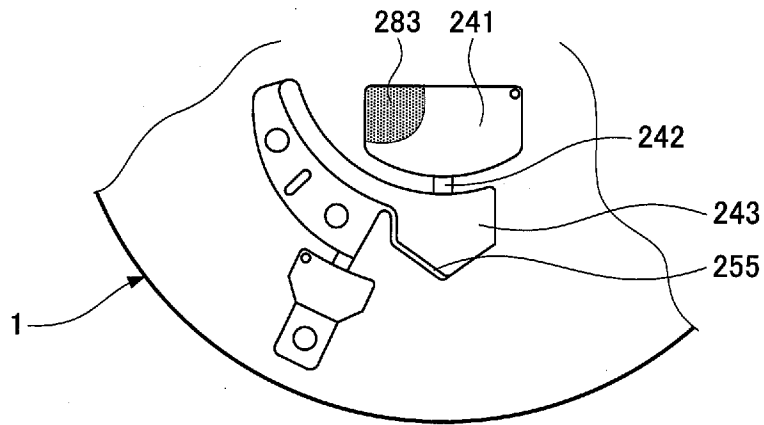


( c )

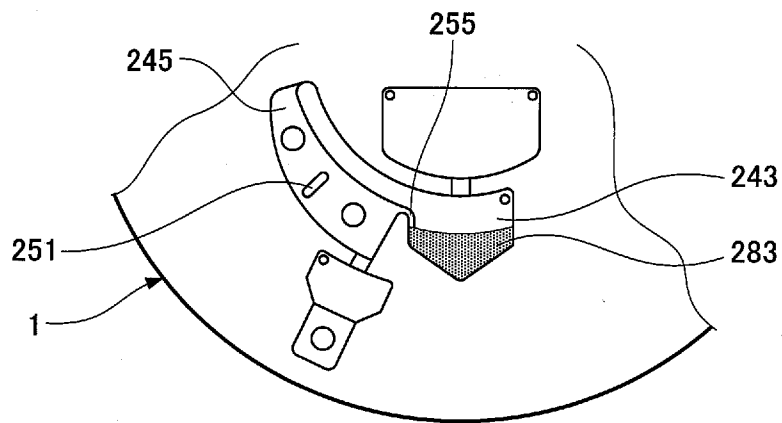


[図54]

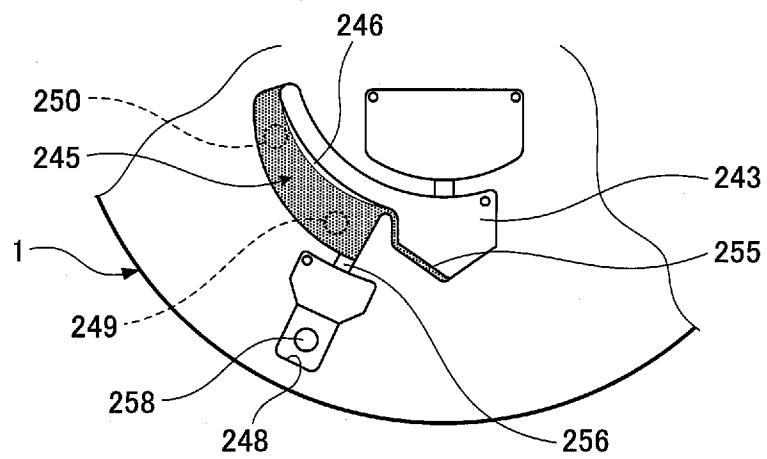
( a )



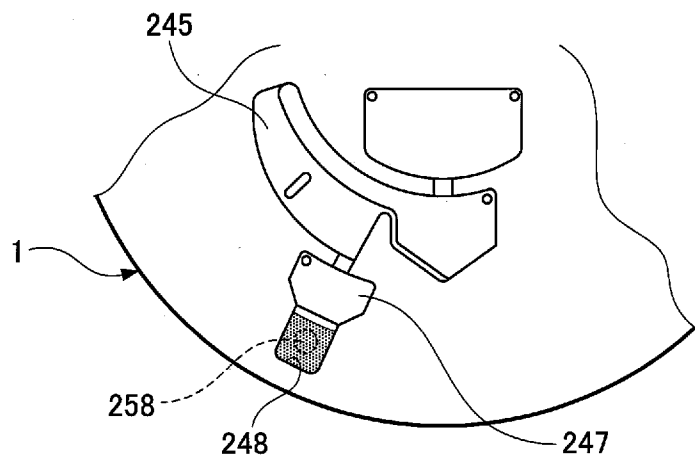
( b )



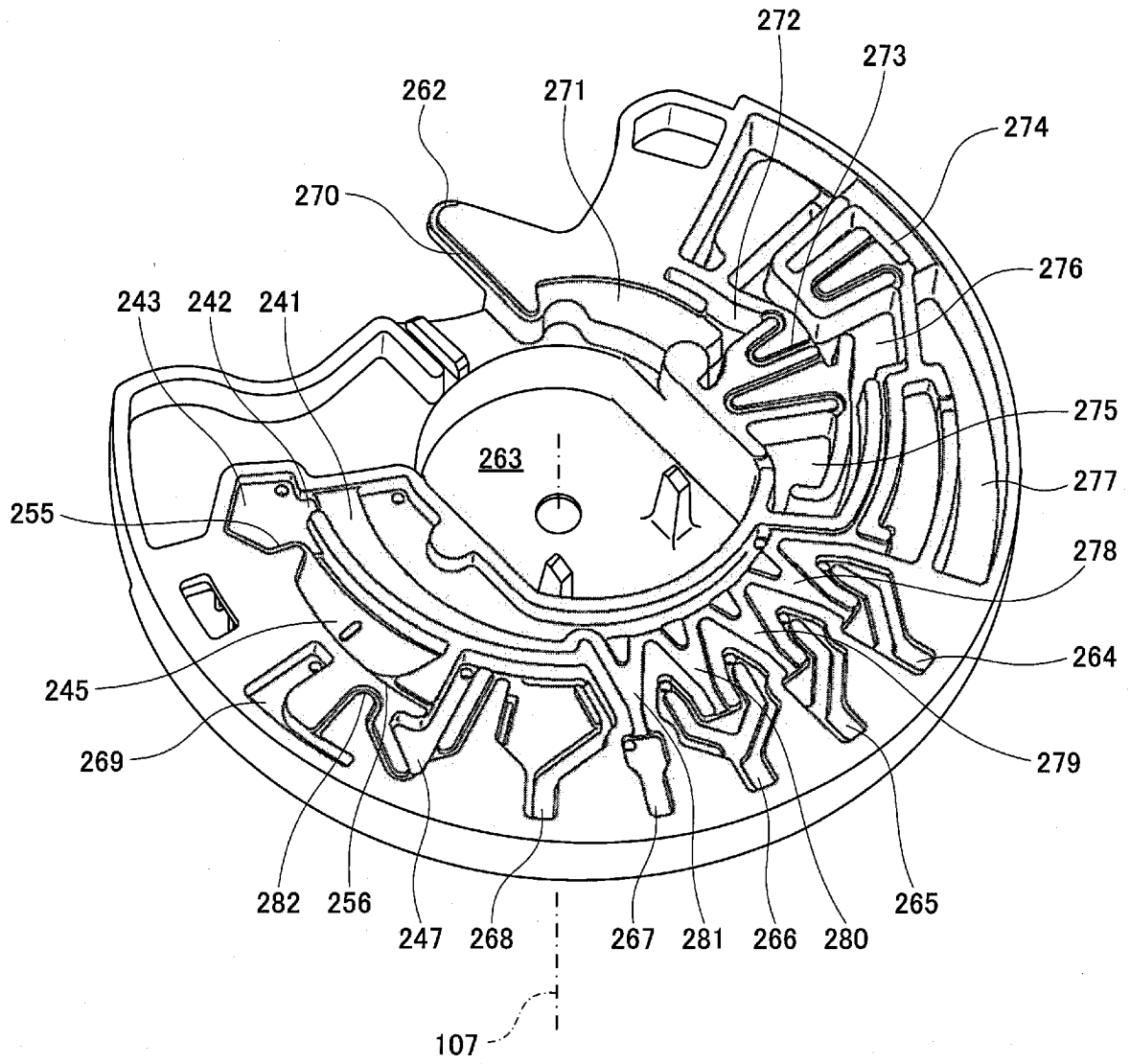
( c )



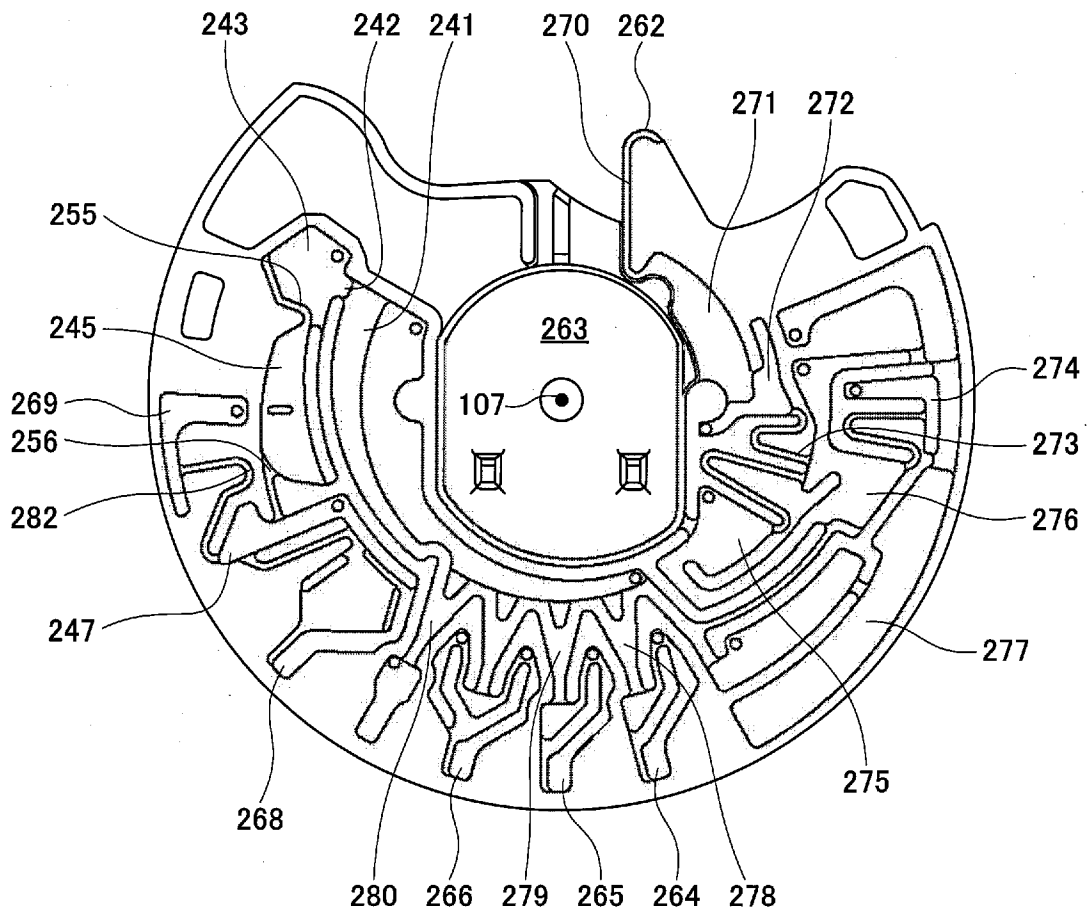
( d )



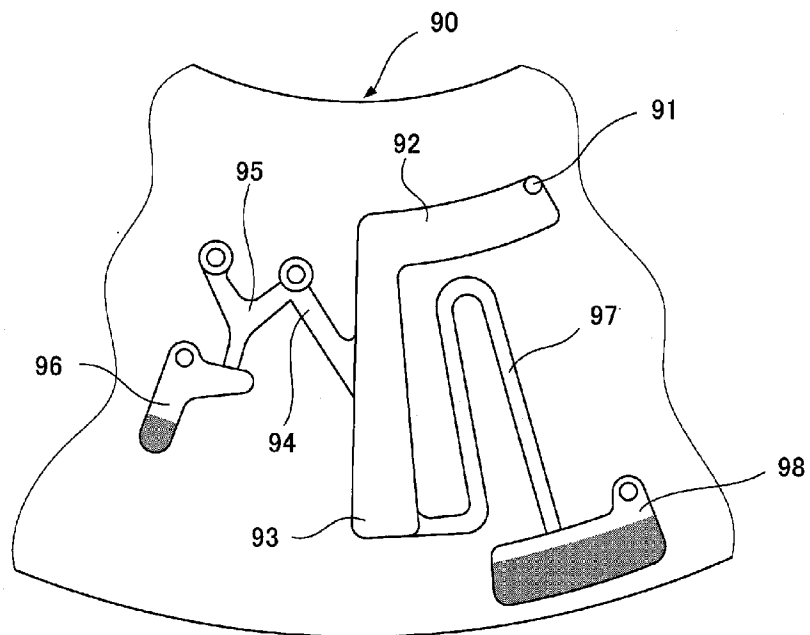
[図55]



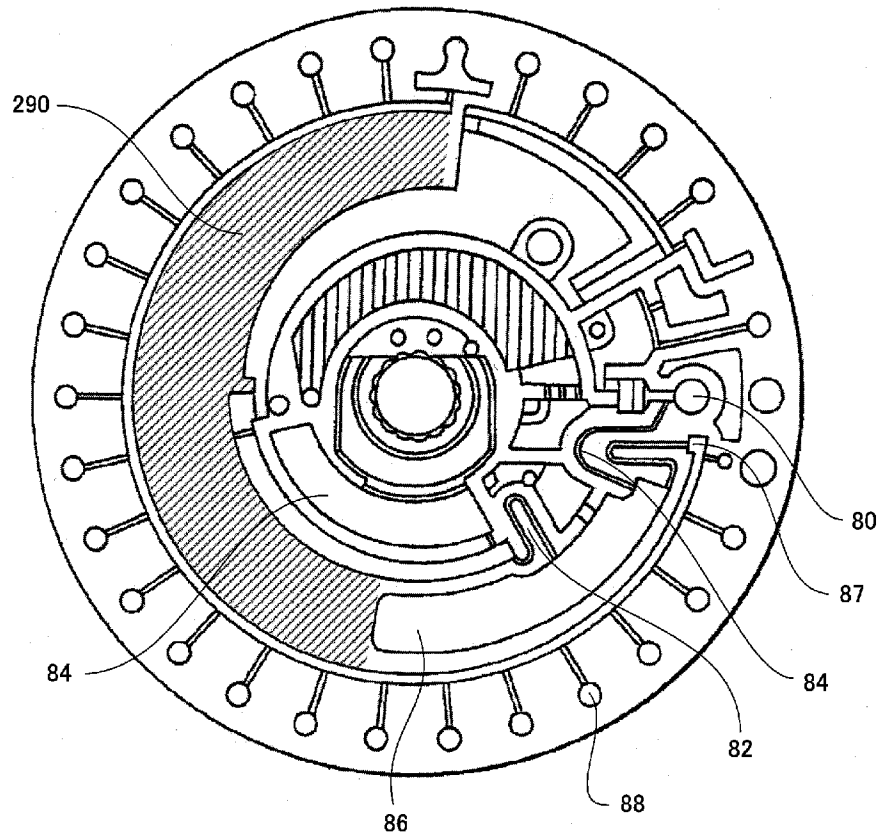
[図56]



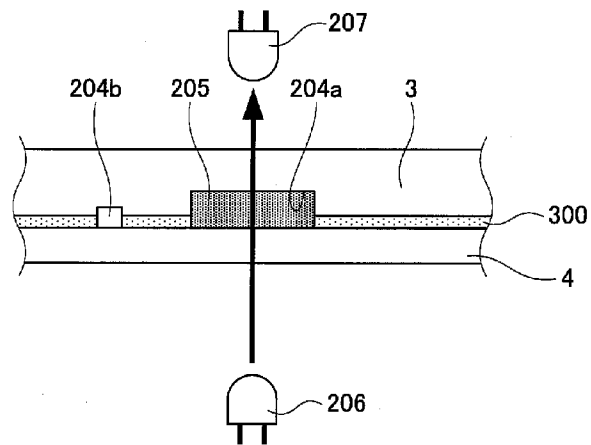
[図57]



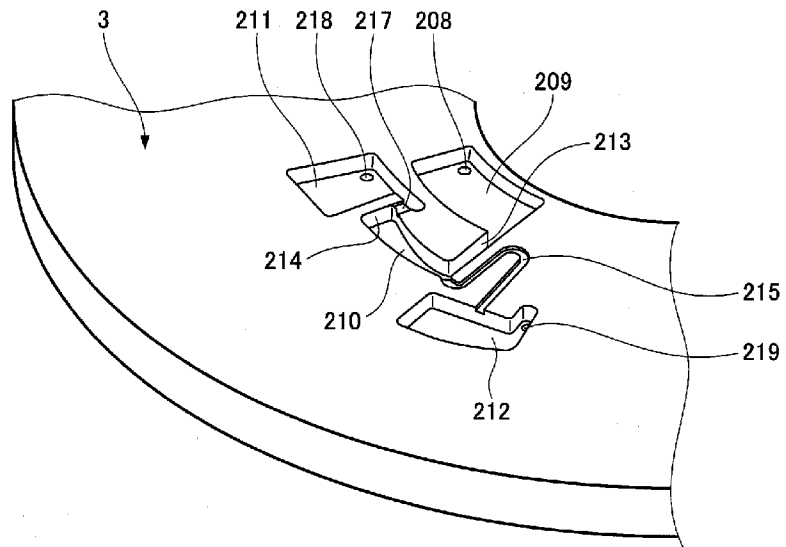
[图58]



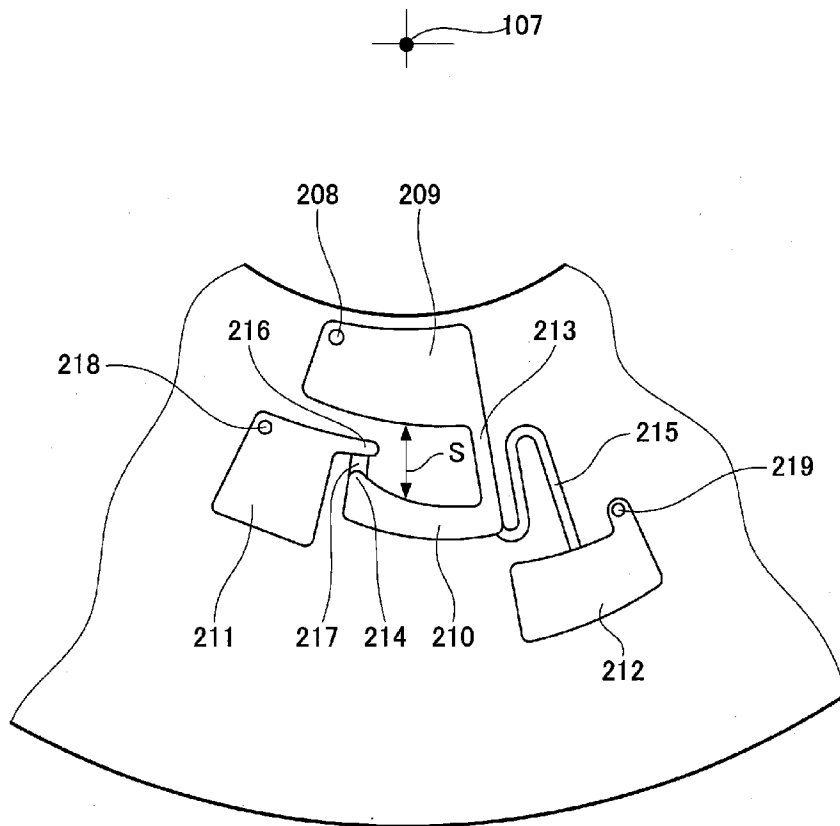
[图59]



[図60]

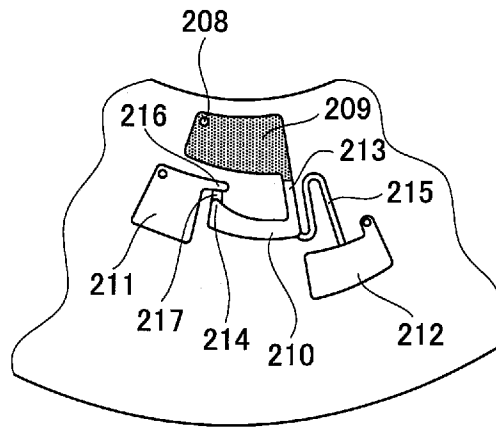


[図61]

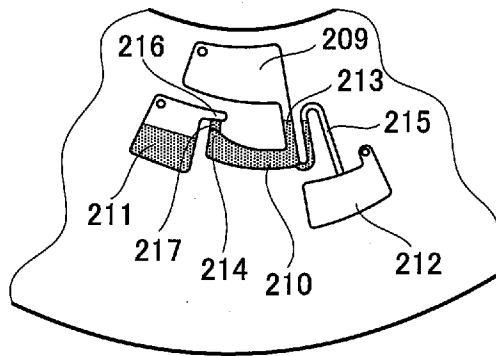


[図62]

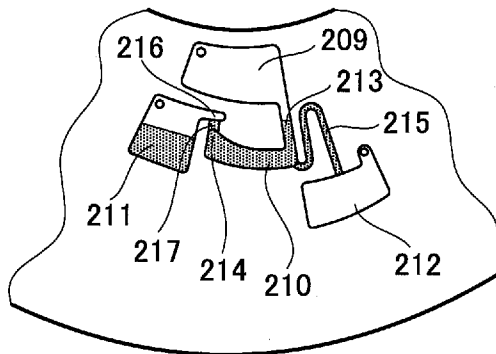
( a )



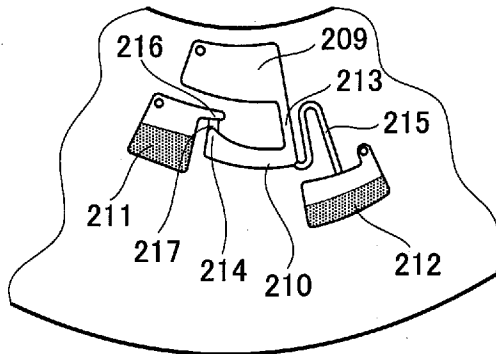
( b )



( c )

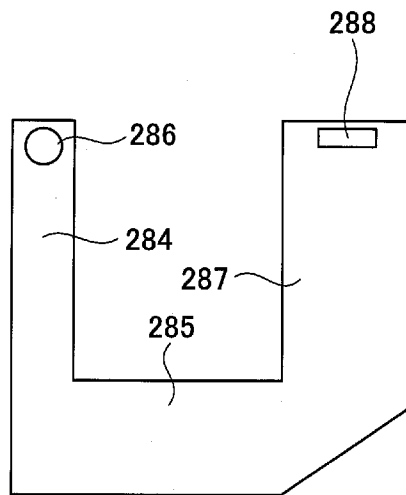


( d )

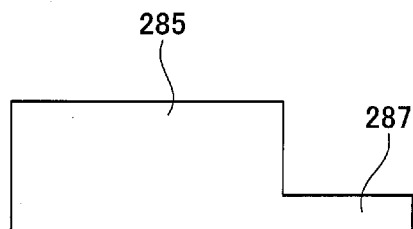


[ 63]

( a )



( b )



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No. PCT/JP2009/003007
--

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
G01N35/00(2006.01)i, G01N37/00(2006.01)n

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)  
G01N35/00-37/00

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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	JP 2006-145451 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 08 June, 2006 (08.06.06), Full text; all drawings (Family: none)	1-7
A	US 5472603 A (Schembri), 05 December, 1995 (05.12.95), Full text; all drawings & WO 93/019827 A1 & AU 4047493 A	1-7
A	JP 2005-345160 A (Advance Co., Ltd.), 15 December, 2005 (15.12.05), Full text; all drawings & WO 2005/116662 A1	1-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	“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
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	“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
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date	“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
“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)	“&” document member of the same patent family
“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	

Date of the actual completion of the international search 07 September, 2009 (07.09.09)	Date of mailing of the international search report 29 September, 2009 (29.09.09)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/003007

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:  
See extra sheet.

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:  
Claims 1 - 7.

**Remark on Protest**  
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/003007

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

\* The special technical feature of the invention of claims 1 - 7 is to comprise "a first reserving cavity for reserving a sample liquid to be transferred by a centrifugal force, an operation cavity arranged adjacent circumferentially of said rotational drive to said first reserving cavity, and a connecting section disposed on the side wall of said first reserving cavity so as to suck up the sample liquid reserved in said first reserving cavity, by a capillary force and transfer same to said operation cavity".

\* The special technical feature of the invention of claims 8 - 12 is to comprise "a separating cavity for separating the sample liquid into a solution component and a solid component by using said centrifugal force, a metering passage for reserving a portion of said solution component separated by said separating cavity and transferred thereto, a connecting passage connected at the base end thereof to the bottom of said separating cavity in order to transfer the sample liquid of said separating cavity, and an overflow cavity connected to the other end of said connecting passage, wherein a liquid sump is disposed in a circumferential direction and in an inner circumference direction from the exit of said connecting passage.

\* The special technical feature of the invention of claims 13 - 16 is that "capillary passages for feeding a liquid circumferentially from a preceding step to a succeeding step are arranged to intersect midway of the overflow cavity for feeding the liquid in a direction toward the outer circumference so that the liquid of said overflow cavity is discharged across said capillary passages by said centrifugal force".

\* The special technical feature of the invention of claims 17 - 19 is to "comprise an overflow chamber connected to a metering chamber in order to receive a liquid of an excessive capacity, and a measurement cell arranged at a stage downstream of said metering chamber in order to measure the liquid received from said metering chamber, wherein the inflowport of said overflow chamber and the overflowport of said metering chamber are connected via capillary passages extending in the common rotational radius direction".

\* The special technical feature of the invention of claim 20 is that "said diluted liquid or sample liquid, which has been transferred to a plurality of metering chambers arranged on the more outer side of said rotational radius than said liquid containing chamber of an analyzing device and which has been measured to be excessive in said metering chambers, is transferred to an overflow chamber arranged on the more outer side of said rotational radius than said metering chamber of the analyzing device, so that said diluted liquid or sample liquid metered in said metering chamber is transferred to measurement cells of the analyzing device, which are arranged individually at the stage more downstream than said metering chambers".

As described, the invention of claims 1 - 7, the invention of claims 8 - 12, the invention of claims 13 - 16, the invention of claims 17 - 19 and the invention of claim 20 involve individually different special technical features and are not considered so relative as to form a single general inventive concept. Therefore, this international application does not satisfy the requirement of unity of invention. Moreover, the claims describe the inventions which are divided into five, as described above.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. G01N35/00(2006.01)i, G01N37/00(2006.01)n

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 (IPC))

Int.Cl. G01N35/00-37/00

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2009年
日本国実用新案登録公報	1996-2009年
日本国登録実用新案公報	1994-2009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	JP 2006-145451 A (松下電器産業株式会社) 2006.06.08 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-7
A	US 5472603 A (Schembri) 1995.12.05, 全文, 全図 & WO 93/019827 A1 & AU 4047493 A	1-7
A	JP 2005-345160 A (株式会社アドバンス) 2005.12.15, 全文, 全図 & WO 2005/116662 A1	1-7

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、一般的な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

07.09.2009

国際調査報告の発送日

29.09.2009

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915  
 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)

福田 裕司

2J

9109

電話番号 03-3581-1101 内線 3252

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
  
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
  
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

特別ページ参照。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項1～7

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

・請求項1～7に係る発明の特別な技術的特徴は、「遠心力によって移送される試料液を保持する第1の保持キャビティと、前記第1の保持キャビティに対して前記回転駆動の周方向に隣接して配置された操作キャビティと、前記第1の保持キャビティの側壁に設けられ前記第1の保持キャビティに保持された試料液を毛細管力で吸い上げて前記操作キャビティに移送する連結部と」を有する点にある。

・請求項8～12に係る発明の特別な技術的特徴は、「試料液を溶液成分と固体成分とに前記遠心力を用いて分離する分離キャビティと、前記分離キャビティにて分離された前記溶液成分の一部が移送されこれを保持する計量流路と、前記分離キャビティの底部に基端が接続され前記分離キャビティの試料液を移送する連結流路と、前記連結流路の他端が接続される溢流キャビティとを設けるとともに、前記連結流路の出口から周方向および内周方向に向かって液溜り部を設けた」点にある。

・請求項13～16に係る発明の特別な技術的特徴は、「外周に向かう方向に液を送る溢流キャビティの途中に、前工程から後工程に周方向に液を送る毛細管流路が交差して配置され、前記溢流キャビティの液が前記遠心力によって前記毛細管流路を乗り越えて排出する」点にある。

・請求項17～19に係る発明の特別な技術的特徴は、「計量室に連結され過剰な容量の液体を受容する溢流室と、前記計量室よりも後段に配置され前記計量室から受け入れた液体を測定する測定セルを有し、前記溢流室の流入口と前記計量室の溢流口とを、同一の回転半径方向に沿って延びる毛細管通路によって連結した」点にある。

・請求項20に係る発明の特別な技術的特徴は、「分析用デバイスの前記液体収容室よりも前記回転半径の外側に配置された複数の計量室へ移送するとともに、前記計量室において定量して余剰となった前記希釈液または試料液を、分析用デバイスの前記計量室よりも前記回転半径の外側に配置された溢流室へ移送し、前記計量室において定量された前記希釈液または試料液を、前記それぞれの複数の計量室よりも後段に配置された分析用デバイスの複数の測定セルに移送」する点にある。

上記のように、請求項1～7に係る発明、請求項8～12に係る発明、請求項13～16に係る発明、請求項17～19に係る発明、請求項20に係る発明は、それぞれ特別な技術的特徴が異なり、単一の一般的発明概念を形成するように関連しているとはいえず、この出願は単一性の要件を満たしていない。そして、請求の範囲には、上記のとおり5つに区分される発明が記載されている。