

(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
2014 年 9 月 4 日(04.09.2014)



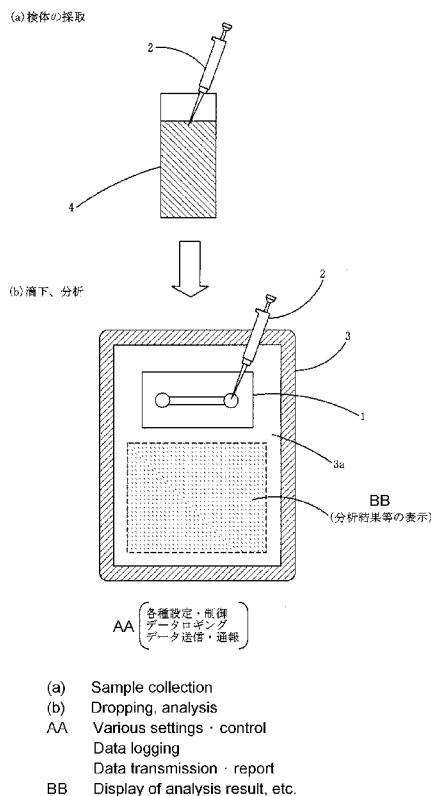
(10) 国際公開番号
WO 2014/132876 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 21/64 (2006.01) *G01N 37/00* (2006.01)
G01N 35/08 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/054054
- (22) 国際出願日: 2014 年 2 月 20 日(20.02.2014)
- (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 2013-035581 2013 年 2 月 26 日(26.02.2013) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人九州大学(KYUSHU UNIVERSITY, NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION) [JP/JP]; 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 番 1 号 Fukuoka (JP). ウシオ電機株式会社(USHIO DENKI KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1008150 東京都千代田区大手町二丁目 6 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 興 雄司(OKI Yuji); 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 番 1 号 国立大学法人九州大学内 Fukuoka (JP). 森田 金市(MORITA Kinichi); 〒1008150 東京都千代田区大手町二丁目 6 番 1 号ウシオ電機株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 長澤俊一郎(NAGASAWA Shunichirou); 〒1160013 東京都荒川区西日暮里四丁目 2 3 番 3 号きすなビル 4 階 4 A Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: PHOTOMETRIC ANALYSIS METHOD AND PHOTOMETRIC ANALYSIS DEVICE USING MICROCHIP, MICROCHIP FOR PHOTOMETRIC ANALYSIS DEVICE, AND PROCESSING DEVICE FOR PHOTOMETRIC ANALYSIS

(54) 発明の名称: マイクロチップを用いた光分析方法および光分析装置、ならびに光分析装置用マイクロチップおよび光分析用処理装置



(57) Abstract: In order to enable various analyses with high accuracy in a site which requires analysis using a disposable microchip, a microchip (1) is disposed on a display (3a) of a tablet terminal (3) (processing device), and a sample (4) is dropped into a flow path of the microchip (1) to produce the reaction of the sample within the microchip (flow path). Light emitted from the display (3a) of the tablet terminal (3) is applied to the microchip (1), and the reaction produced within the microchip (1) is measured by the applied light. For example, when an induced fluorescence method using the applied light is adopted as a measuring method, fluorescence that has responded to the reaction is observed, and this light is observed visually or detected by a built-in camera of the tablet terminal (3). This detected signal is analyzed by being subjected to arithmetic processing by an arithmetic unit of the tablet terminal (3), and the result of the analysis is outputted to the outside.

(57) 要約: ディスポーザルなマイクロチップを使用して、分析が必要な現場において、高精度に様々な分析を行うことができるようにすること。タブレット端末 3 (処理装置) のディスプレイ 3 a 上にマイクロチップ 1 を配置し、このマイクロチップ 1 の流路へ検体 4 を滴下し、マイクロチップ内部 (流路) で検体の反応を発生させる。このマイクロチップ 1 に、タブレット端末 3 のディスプレイ 3 a から放出される光を照射し、この照射光により、マイクロチップ 1 内で発生する反応を測定する。例えば、測定方法として照射光を用いた誘起蛍光法を採用した場合、上記反応に対応した蛍光が観測され、この光を、目視により観察したり、またはタブレット端末 3 の内蔵カメラにより検出する。この検出信号は、タブレット端末 3 の演算装置により演算処理されて分析が行われ、分析結果が外部出力される。



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

マイクロチップを用いた光分析方法および光分析装置、ならびに光分析装置用マイクロチップおよび光分析用処理装置

技術分野

[0001] 本発明は、基板上に分析用チャネルなどを形成したマイクロチップを用いた光分析方法および光分析装置、ならびに光分析装置用マイクロチップおよび光分析用処理装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、例えばシリコン、シリコーン、ガラスなどよりなる小さな基板上に、半導体微細加工の技術によってマイクロスケールの分析用チャネルなどを形成したマイクロチップよりなるマイクロリアクタを用いて微量の試薬の分離、合成、抽出、分析などを行う手法が注目されている。

このようなマイクロリアクタを用いた反応分析システムは、マイクロ・トータル・アナリシス・システム（以下、「 μ TAS」という。）と称されており、 μ TASによれば、試薬の体積に対する表面積の比が大きくなることなどから高速かつ高精度の反応分析を行うことが可能となり、また、コンパクトで自動化されたシステムを実現することが可能となる。

[0003] マイクロチップは、当該マイクロチップに設けられるマイクロチャンネルとも呼ばれる流路１０に試薬が配置された反応領域、流体制御素子（マイクロポンプ、マイクロバルブ、マイクロミキサ、フィルタ、センサ）など各種機能を有する領域を設けて集積化することにより、様々な用途に適応させることが可能となる。

上記したマイクロチップは、典型的には一対のマイクロチップ基板が対向して接着された構造を有し、少なくとも１つの上記マイクロチップ基板の表面に微細な流路１０（例えば、幅１０～数１００ μ m、深さ１０～数１００ μ m程度）が形成されている。

[0004] マイクロチップの用途としては、遺伝子解析、臨床診断、薬物スクリーニングなどの化学、生化学、薬学、医学、獣医学の分野における分析、あるいは、化合物の合成、環境計測などが代表的である。

例えば、医薬又は医療機器用途等において、マイクロチップは、タンパク質等の生物由来の物質（生化学物質）を取り扱う保存容器や分析装置等を使用されている。具体例としては、臨床検査等で免疫反応などの分子間相互作用を利用した測定（表面プラズモン共鳴（SPR）測定技術、水晶発振子マイクロバランス（QCM）測定技術、金のコロイド粒子から超微粒子までの機能化表面を使用した測定技術など）において、マイクロチップが使用される。

[0005] 一方、マイクロチップは比較的安価に製造することが可能であるので、所望の化学分析に応じて多量に用意することが可能となる。よって、マイクロチップはディスポーザルに取り扱うことができ、通常の分析機器のような分析後の洗浄、メンテナンス等の煩雑な作業を省略することが可能となる。

[0006] このようなマイクロチップにおいては、溶液の混合、反応、分離、精製、検出など様々な化学操作を実施することが可能である。そして、マイクロチップを分析機器に組み込むことにより、マイクロチップにおいて行われる反応等が分析機器により検出する。例えば、マイクロチップがSPRセンサーとして使用される場合、分析機器としては例えば単色光を放出するレーザ等からなる光源、マイクロチップからの光を受光する受光素子等を備える。すなわち、分析内容に応じた分析専用機にマイクロチップを組み込むことにより、様々な分析が実施される。

[0007] 一方、従来の分析専用機は、検出に使用されるレーザや顕微鏡が大型かつ高価であるという問題があるものが多い。よって、上記分析専用機における光源や検出器等の検出システムの小型化も研究されている。

例えば、特許文献1には、マイクロチップ用の検出システムとして、レーザダイオードと集積型レーザ誘起蛍光検出素子を使用する例が提案されている。

また、非特許文献1には、マイクロチップへ有機EL (Organic light-emitting diode; OLED) を集積化することが提案されている。

[0008] 図15にマイクロチップを用いた分析例の概略工程を示す。

図15(a)に示すように、まず分析対象である検体4をマイクロピペット2により分析に必要な分だけ採取する。なお、検体4は例えば人体、動物、河川、廃液等から採取される。そしてマイクロピペット2により必要量採取される前に、必要に応じて不純物等の除去等の前処理が施される。次に、マイクロピペット2により採取された検体は、マイクロチップ1の流路へ滴下される(図15(b))。

検体が注入され内部で検体の反応(例えば、抗原抗体反応等の生体分子反応)が発生したマイクロチップ1は、分析計5に組み込まれる。上記反応は分析計5が有する発光光源から放出される放出光を用いて分析計5により検出され、検出結果は検出信号として制御ツール5aにて処理される。制御ツール5aは検出信号を処理して分析を実施するのみならず、分析結果の表示、分析計の各種設定や制御、データのロギング、データ通信等を行う(図15(c))。上記した分析計5および制御ツール5aにより分析専用機が形成される。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：特表2005-535871号公報

特許文献2：特開平7-84220号公報

特許文献3：特開2009-84128号公報

特許文献4：特開2007-298502号公報

特許文献5：特開2009-109232号公報

特許文献6：特開2012-76016号公報

非特許文献

[0010] 非特許文献1：日本大学生産工学部第41回(平成20年度)学術講演会ポス

ター 5. 応用分子化学部会 5-64 「有機ELを光源とするマイクロチップ用蛍光検出システムの開発」 (中嶋秀他) [平成24年12月20日検索、インターネットURL (http://itc.cit.nihon-u.ac.jp/kenkyu/kouennkai/reference/No.41/5_ouka/5-064.pdf)]

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] 近年、ライフサイエンス分野では、ポイントオブケア検査 (POCT) の要請が高まってきており、分析が必要な現場において、検査時間が短く、かつ高精度な評価分析であるような小型かつ携帯可能な測定器の需要が大きくなっている。

マイクロチップ自体は小型で携帯可能である反面、測定機器は必ずしも小型かつ携帯可能であるとは限らない。上記したように、従来の分析専用機は検出用光源として使用されるレーザや顕微鏡が大型であり、一般に研究所に設置され、携帯されるものではない。

[0012] 特許文献1に開示されている、レーザダイオードと集積型レーザ誘起蛍光検出素子の能動素子を使用する検出システムは小型かつ携帯可能ではあるが、ある特定の分析に対して設定されたものである。そのため多種多様な分析に対応するためには、多数の検出システムを用意する必要がある。また、上記検出素子はアモルファスシリコン・フォトダイオード上に厚膜の $\text{SiO}_2/\text{Ta}_2\text{O}_5$ 光学干渉フィルタが集積・パターンニングされた複雑な構造であり、高価である。

[0013] また非特許文献1にて提案されている有機EL (Organic light-emitting diode; OLED) をマイクロチップに集積化する手法によれば、マイクロチップと検出システムの一体化が期待でき、マイクロチップの小型かつ携帯可能という特徴もそのまま継承される。しかしながら、能動素子を搭載することでマイクロチップ自体高価となり、また能動素子へのエネルギー供給を行う機構としてバッテリー内蔵などの手法が

必要になるため、ディスポーザルにマイクロチップを取り扱うにはコストの面で問題がある。

[0014] 本発明は上記事情に鑑みなされたものであり、その課題は、様々な分析に対応可能で、かつ、ディスポーザルなマイクロチップを使用して、分析が必要な現場において、短時間でかつ高精度な評価分析を行うことができる光分析方法及び光分析装置、ならびに、このような光分析に使用するに好適なマイクロチップおよび光分析用処理装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0015] 本発明は、画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部を有する処理装置のディスプレイ上に、マイクロチップを配置し、該ディスプレイからマイクロチップに光を導入して光分析処理を行うものである。

上記処理装置は、タブレット端末、携帯電話、パソコン等の処理装置（以下では、主としてタブレット端末を例として説明する）であり、また、ディスプレイとしては、例えば、液晶、有機EL等の表示装置を用いることができる。

本発明においては、図1に示すように、上記タブレット端末3のような処理装置のディスプレイ3a上にマイクロチップ1を配置する。なお、マイクロチップ1は、ディスプレイ3a上に載置されてもよいし、ディスプレイ3a表面に対して所定の間隙をもって、近接した状態で保持されていてもよい。

[0016] 図2に本発明における分析例の概略工程を示す。

図2(a)に示すように、まず分析対象である検体4をマイクロピペット2により分析に必要な分だけ採取する。なお、検体4は例えば人体、動物、河川、廃液等から採取される。そしてマイクロピペット2により必要量採取される前に、必要に応じて不純物等の除去等の前処理が施される。

[0017] 次に、タブレット端末3（処理装置）のディスプレイ3a上に配置されたマイクロチップ1の流路へ、マイクロピペット2により採取された検体4が

滴下される。

その結果、検体 4 が注入されたマイクロチップ内部（流路）で検体の反応（例えば、抗原抗体反応等の生体分子反応）が発生する。

上記マイクロチップ 1 には、タブレット端末 3 のディスプレイ 3 a から放出される光が照射される。なお、上記照射光はディスプレイ機構による三原色のスイッチ以外にも、マイクロチップ 1 の光導入部に適宜必要な波長フィルタを内蔵させることで、波長を選択後利用しても良い。

この照射光により、マイクロチップ 1 内で発生する反応が測定される。例えば、測定方法として照射光を用いた誘起蛍光法を採用した場合、上記反応に対応した蛍光が観測される。

上記マイクロチップ 1 は、光導入部と光導出部を備え、上記光導入部でタブレット端末 3 のディスプレイ 3 a から放出される光を受光し、マイクロチップに導入された上記検体 4 を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、上記光導出部から、上記該検体を含む流体から放出された光を外部に導出する。

なお、上記マイクロチップに、上記光導入部から導入された光を採光する採光部と、該採光部で採光した光をマイクロチップの光照射位置に導光する導光手段とを備えた採光手段を設け、該採光手段で採光された光により、マイクロチップに導入された検体を含む流体の流れを制御するよう構成してもよい。

[0018] マイクロチップ 1 内での反応に対応して放出される上記光は、目視により放出光の有無を確認することにより、マイクロチップ 1 内での反応の有無が判断される。

一方、タブレット端末 3 にカメラ等の受光素子が内蔵されている場合、上記放出光を受光素子に導光することにより、上記反応はタブレット端末 3 の受光素子にて検出される。

カメラの分解能を利用することにより、位置合わせなどは自動調整が可能で有り、さらにマイクロチップ 1 内に分散素子を内包することで、信号光の

スペクトル測定することも可能である。受光素子から出力される検出信号は、タブレット端末3の演算装置により演算処理される。演算装置は検出信号を処理して分析を実施するのみならず、分析結果のディスプレイ3aへの表示、データのロギング、データ通信等を行う（図2（b））。

[0019] なお、検出信号を処理・演算するための分析用ソフトウェアは、タブレット端末3の通信機能を用いて、測定対象の分析内容に応じて外部より適宜ダウンロードされる。そして、計測・分析を実施する際、測定対象の分析内容に応じて適宜ソフトウェアが選択される。このダウンロードされる分析用プログラムは、タブレット端末3の通信機能を用いて、適宜、新しいバージョンに更新される。

[0020] すなわち、本発明においては、次のようにして前記課題を解決する。

（1）画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵した処理装置を用い、光導入部と光導出部を有するマイクロチップに導入された検体の分析を行う分析方法において、該処理装置のディスプレイ上に上記マイクロチップの光導入部を配置し、上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させて、上記マイクロチップ内に光を導入し、マイクロチップ1に導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、該放出された光により上記検体の分析を行う。

（2）画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵した処理装置と、光導入部と光導出部を有するマイクロチップとからなる光分析装置において、上記マイクロチップの光導入部は、上記ディスプレイ上の所定位置に配置され、上記処理装置の制御部は、上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させ、上記ディスプレイから放出される光を、上記光導入部に導入し、上記マイクロチップに導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、該光を上記光導出部から導出させる。

(3) 上記(2)において、上記マイクロチップは、上記光導入部から導入された光を採光する採光部と、該採光部で採光した光をマイクロチップの光照射位置に導光する導光手段とを有する採光手段を備える。

(4) 上記(2)(3)において、上記処理装置は、受像手段を有し、上記マイクロチップの光導出部は、該光導出部から放出される光が上記受像手段で受光可能となる位置に配置され、上記制御部は、上記光導出部から放出され上記受像手段で受像された光信号に基づき、演算を実行して、分析処理を行う。

(5) 上記(2)(3)において、上記マイクロチップの光導出部は、該光導出部から放出される光が目視により観測することが可能な位置に配置される。

(6) 上記(2)(3)(4)(5)において、上記マイクロチップは、上記光導入部から導入された光から、上記検体の励起に必要な波長成分を取り出して照射光を得て、該照射光をマイクロチップに導入された検体を含む流体に照射して、該検体を含む流体から光を放出させるものであり、上記マイクロチップには、上記検体を含む流体から放出される光から上記照射光成分をカットする受動素子が設けられ、該受動素子からの光を上記光導出部に導く。

(7) 上記(2)(3)(4)(5)(6)において、上記マイクロチップには、検体を含む流体に光照射がなされる前に上記流体から非検体物質を分離する前処理フィルタが設けられる。

(8) 画像を表示するためのディスプレイを備えた処理装置のディスプレイ上に配置され、該ディスプレイ上の発光により、導入された検体の光分析を行うマイクロチップであって、上記マイクロチップには、光導入部と光導出部が設けられ、上記光導入部は、上記処理装置のディスプレイ上の発光を受光し、上記マイクロチップは、上記マイクロチップに導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、上記光導出部は、上記該検体を含む流体から放出された光を外部に導出する。

(9) 画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵し、該ディスプレイ上に配置された、光導入部と光導出部を有するマイクロチップに、ディスプレイからの光を導入して、該マイクロチップに導入された検体の分析を行う光分析用処理装置であって、上記光分析用処理装置の制御部は、上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させ、上記ディスプレイから放出される光を、上記光導入部に導入し、マイクロチップに導入された検体を含む流体に光を照射し、上記マイクロチップによる分析処理を実行させる。

発明の効果

[0021] 本発明においては、以下の効果を得ることができる。

(1) 本発明においては、画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵した処理装置を用い、当該ディスプレイ上にマイクロチップよりなるマイクロリアクタを配置し、微量の試薬の分離、合成、抽出、分析などを実施可能に構成しており、上記ディスプレイからの放出光を分析対象の検出光・駆動用エネルギー源として使用することができ、また、上記処理装置内に内蔵される演算装置を用いて、分析対象からの検出データを演算して分析し、また分析結果をディスプレイに表示することが可能となる。

このため、本発明においては、検出用光源、演算装置を上記ディスプレイを有する一台の処理装置に集約することができる。また、上記処理装置として携帯可能な装置を用いれば、分析が必要な現場において、検査時間が短く、かつ高精度な評価分析を実施することができる。すなわち、本発明によれば、ライフサイエンス分野におけるポイントオブケア検査（POCT）の要請に対応することができる。

[0022] (2) ディスプレイからの放出光を分析対象の検出光・駆動用エネルギー源として使用することができるので、マイクロチップは、能動素子を含まない従来の安価なものを使用することが可能となり、ディスポーザルに取り扱う

ことが可能となる。例えば有機EL等が集積化された構造の検出システムと一体化された高価なマイクロチップを使用する必要はない。

さらに、光源やエネルギー源は処理装置のディスプレイから得るため、ディスプレイ上のマイクロチップの位置が少し変わっても、その位置に合わせて発光場所を自動調整することができる。これにより、タブレット上のマイクロチップの位置の調整を無用にし、迅速な測定が可能となる。

(3) 処理装置に通信機能を搭載させれば、この通信機能を用いて、適宜、測定対象の分析内容に応じた分析用ソフトウェアをダウンロードすることができる。よって、様々な検体に対して多種多様な分析を実施することが可能な分析装置として使用することが可能となる。

そのため、従来のように特定の分析に対して設定された専用の検出システムを用いる場合とは異なり、多種多様な分析に対応するために、各分析に対してカスタマイズされた分析装置を多数用意する必要はない。

(4) 本発明によれば、処理装置への測定データのロギングが容易に可能であり、専用のストレージ手段を必要としない。さらに、通信機能を用いた分析システム構築が容易である。更には、ディスプレイにおける表示を、発光色の選択、分析データ表示といった機能に応じてカスタマイズすることが可能となる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]本発明の分析装置の概要を示す図である。

[図2]本発明における分析例の概略工程を示す図である。

[図3]本発明の第1の実施例を示す図である。

[図4]採光手段の採光部の詳細を示す図である。

[図5]本実施例の分析手順を示すフローチャートである。

[図6]照射光導入穴の断面を示す図である

[図7]内蔵カメラ導光穴の断面を示す図である

[図8]タブレット端末（処理装置）における分析処理手順を示すフローチャートである。

[図9]採光手段の別の構成例を示す図である。

[図10]図9における採光部の構成例を示す図である。

[図11]本発明の第2の実施例を示す図である。

[図12]第1の実施例において、検体からの観測光を目視で観測する場合の構成例を示す図である。

[図13]第2の実施例において、検体からの観測光を目視で観測する場合の構成例を示す図である。

[図14]第1の実施例に示したマイクロチップに前処理フィルタを組み込んだ例を示す図である。

[図15]従来におけるマイクロチップを用いた分析例の概略工程を示す図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明の実施形態について詳細に説明するが、本発明は、以下の実施形態に何ら限定されるものではなく、本発明の目的の範囲内において、適宜変更を加えて実施することができる。なお、説明が重複する箇所については、適宜説明を省略する場合があるが、発明の要旨を限定するものではない。

[0025] 〔実施例1〕

図3に本発明の第1の実施例を示す。本実施例では、前記ディスプレイを備え制御部を内蔵した処理装置として、携帯可能なタブレット端末3を用いた場合を示し、該タブレット端末3は、受光素子として内蔵カメラを具備している。また、マイクロチップ1は、タブレット端末3表面において、ディスプレイ3aの一部と内蔵カメラ3cを含む領域上に載置されている。なお、マイクロチップ1は所定の間隙（例えば、1mm程度）を介して上記領域上に近接して配置されていてもよい。

なお、理解を容易にするために、マイクロチップ1の大きさは誇張して描かれており、実際のタブレット端末3とマイクロチップ1との大小関係は図3とは相違している。

[0026] マイクロチップ1は、例えば、ポリジメチルシロキサン（Polydimethylsiloxane：PDMS）等のシリコン樹脂からなる。このマイクロチップ1は、図3に示すように、少なくとも、光導入部（例えば、照射光導入穴11、採光手段21a、21bの光導入口）、光導出部（例えば内蔵カメラ導光穴15）と、検体を含む液体及び／またはバッファ液を保持する複数のポート（ポートA～E）と、該ポート間を結ぶ流路（マイクロ流路10）と、ポートに設けられ該ポートに保持された液体を送給するための光により駆動される液体送給手段（例えば光駆動エアポンプ23）と、上記ディスプレイから放出され上記光導入部から導入された光を集光して上記液体送給手段等に導光する採光手段（採光手段21a、21b）と、上記光導入部からの光を導光し検体を含む液に光を照射する導光路（フィルタ13a、第1のレンズ12a等から構成される光路）と、該検体を含む液体に光を照射することにより該検体から放出される光を上記光導出部に導く導光路（第2のレンズ12b、第1、第2の平行光フィルタ13b、13c等から構成される光路）とを備える。

上記採光手段としては、例えば、特許文献2に記載されているような液晶光コリメータマイクロレンズアレイと光ファイバを採用した構成にすることができる。

[0027] 図4に採光手段21a、21bの採光部の詳細を示す。マイクロチップ1は、例えば液晶パネルからなるディスプレイ3aから放出される光をコリメートする液晶光コリメータマイクロレンズアレイ212（以下、コリメータレンズアレイともいう）、コリメータレンズアレイ212から出射される光を光ファイバ211先端に集光する液晶光集光マイクロレンズアレイ213（以下、集光レンズアレイともいう）を備える。ここでコリメータレンズアレイ212はディスプレイ3aと対向する側に、集光レンズアレイ213は光ファイバ211と対向する側に配置される。集光レンズアレイ213の光出射側には集光用穴部215が設けられている。

[0028] マイクロレンズの個数に対応した数だけ設けられる集光用穴部215の各

々において、上記集光レンズアレイ 2 1 3 から出射される集光光を受光するように光ファイバ 2 1 1 の先端が設置される。なお、各集光用穴部 2 1 5 にそれぞれ対応する複数の光ファイバ 2 1 1 は、光ファイバ用マニホールド 2 1 4 により位置決めされている。一方、上記複数の光ファイバ 2 1 1 の光出射側は、マイクロチップ 1 の例えばポート A に挿入され、図示を省略したマニホールドにより固定される。

[0029] ディスプレイ 3 a から放出される放出光は、コリメータレンズアレイ 2 1 2 の各マイクロレンズに入射する。入射した光は、コリメータレンズアレイ 2 1 2 の各マイクロレンズによりコリメートされ、当該各マイクロレンズの上部に配置された集光レンズアレイ 2 1 3 の各マイクロレンズに導光される。各マイクロレンズから出射される集光光は、集光用穴部 2 1 5 を通過して当該集光用穴部 2 1 5 に設置された光ファイバ 2 1 1 の先端に入射する。各光ファイバ 2 1 1 に入射した光は、マイクロチップ 1 の例えばポート A に挿入されている各光ファイバ 2 1 1 の出射側から出射される。

上記した採光手段は 2 組設けられ、一方（採光手段 2 1 a）は、上記したように、マイクロチップ 1 のポート A にディスプレイ 3 a から放出される放出光に導光し、他方（採光手段 2 1 b）はマイクロチップ 1 のポート B にディスプレイ 3 a から放出される放出光に導光する。

[0030] 図 3 に戻り、ポート A、ポート B には、光駆動エアポンプ 2 3（光駆動マイクロポンプ）が設けられる。光駆動エアポンプ 2 3 は、例えば特許文献 3 に開示されているように、光が照射されるとガスを発生するガス発生剤が収容されているガス発生室が設けられている構造であり、光照射時に発生するガスにより流路 1 0 内の流体を送出する。

ポート B にディスプレイ 3 a からの光が導光されると、上記光駆動エアポンプ 2 3 が作動する。

[0031] 図 3 に示す、各ポートの機能は以下の通りである。

ポート A は、光駆動エアポンプ 2 3 が備えられた溶液溜りであり、検体が導入される。

ポートBには、光駆動エアポンプ23が備えられる。

ポートCは、溶液溜りであり、例えば、バッファー液であるりん酸緩衝生理食塩水（Phosphate buffered saline, 以下、PBSと呼称する）が注入・貯蔵される。

ポートDは、検体溜りである。

ポートEは、検体排出口である。

[0032] 本実施例において、マイクロチップに導入された検体の分析は概ね以下のようにおこなわれる。

タブレット3のディスプレイ3a上に上記マイクロチップの光導入部（照射光導入穴11、採光手段21a, 21bの光導入口）を配置し、記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させて、上記マイクロチップ1内に光を導入する。そして、該光により液体送給手段（例えば光駆動エアポンプ23）を駆動して、マイクロチップ1に導入された検体を含む流体の流れを制御するとともに、該検体を含む流体に光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、該放出された光により上記検体の分析を行う。

[0033] 図5に本実施例の分析手順を示す。本実施例においては、マイクロチップ1に導入される検体は、同図に示す手順でマイクロチップ1内の流路10を移動、分析処理がおこなわれる。

まず、ポートAから検体が導入される。また、ポートC、ポートD、ポートEからはバッファー液として例えばPBSが導入される（ステップS1）。

次に、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは、採光手段21aの液晶コリメータマイクロレンズアレイ212（光コリメータアレイ）の下部領域に位置するディスプレイ部分を発光させる（ステップS2）。

[0034] 上記ディスプレイ3a部分から放出される放出光は採光手段21aによりポートAに導光され、当該ポートAに備えられた光駆動エアポンプ23が駆動する（ステップS3）。

光駆動エアポンプ23が駆動されると、ステップS1においてポートAに

導入された検体が流路AD（ポートAとポートD間の流路10）内をポートDに向かって送出され、流路AD内においてポートAに注入された検体がポートDに注入されているバッファ液（PBS）と流体的に繋がる（すなわち、流路AD内がバッファ液（PBS）に希釈された検体溶液によって満たされる：ステップS4）。

なお、上記ステップS1において、ポートAにバッファ液、ポートDに検体を導入しておき、ステップS4において、光駆動エアポンプ23を駆動してポートAのバッファ液をポートDの検体に向けて送出するようにしてもよい。

[0035] ステップS4で流路AD内がPBSに希釈された検体溶液により満たされた後、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは、採光手段21aの光コリメータアレイ212の下部領域に位置するディスプレイ3a部分の発光を停止し、光駆動エアポンプ23の動作を止める。（ステップS5）。

次に、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは、採光手段21bの液晶コリメータマイクロレンズアレイ212（光コリメータアレイ）の下部領域に位置するディスプレイ3a部分を発光させる（ステップS6）。上記ディスプレイ3a部分から放出される放出光は採光手段21bによりポートBに導光され、当該ポートBに備えられた光駆動エアポンプ23が駆動する（ステップS7）。

[0036] 光駆動エアポンプ23が駆動されると、ポートBにて発生したガスがステップS1においてポートCに注入・貯蔵されているバッファ液が流路CE（ポートCとポートE間の流路10）内をポートEに向かって送出される。その結果、流路CEと流路ADとが交差する部分FにあるPBSに希釈された検体溶液が、ポートCから送出されるバッファ液によって、上記交差部分FからポートEに向かって送出される。その結果、流路AD内に満たされているPBSに希釈された検体溶液の一部が、ポートCから送出されるバッファ液により切り出されてポートEに向かって送出され、流路FE（上記交差部分FとポートE間の流路10）内において上記切り出されたPBSに

希釈された検体溶液がポートEに注入されているバッファ液（PBS）と流体的に繋がる（すなわち、流路FE内がバッファ液（PBS）に希釈された検体溶液によって満たされる：ステップS8）。

[0037] ステップS8で流路FE内がPBSに希釈された検体溶液により満たされた後、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは、採光手段21bの光コリメータアレイの下部領域に位置するディスプレイ3a部分の発光を停止し、光駆動エアポンプ23の動作を止める。（ステップS9）。

[0038] 後で説明する光分析手段により、流路FEの流路10間で光分析がされたあと、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは、採光手段21bの光コリメータアレイの下部領域に位置するディスプレイ3a部分を発光させる（ステップS10）。上記ディスプレイ3a部分から放出される放出光は採光手段21bによりポートBに導光され、当該ポートBに備えられた光駆動エアポンプ23が駆動する（ステップS11）。光駆動エアポンプ23が駆動されると、上記したようにポートCからバッファ液が送出され、流路FE内の光分析済みのPBSにより希釈された検体溶液が上記バッファ液（正確には、交差部分Fから切り出された検体溶液を含む、光分析がされていない新鮮なPBSにより希釈された検体溶液）によりパージされ、ポートEより排出される（ステップS12）。

[0039] 流路FE間で光分析を実施する光分析手段は、例えば、図3に示すように、照射光導入穴11、フィルタ13a、第1のレンズ12a、第2のレンズ12b、2つの平行光フィルタ（第1の平行光フィルタ13b、第2の平行光フィルタ13c）、フィルタ13d、集光穴14、内蔵カメラ導光穴15からなる。

[0040] 図6は、照射光導入穴11の断面を示す図である。照射光導入穴11の底面は、マイクロチップ1表面に対して傾斜している斜面が設けてある。

タブレット端末3のディスプレイ3aにおける照射光導入穴11の底面の下部に位置する領域から放出される光は照射光導入穴11の底面に入射する。ここで、上記したように、マイクロチップ1はPDMS等のシリコーン樹

脂からなる。一般に、シリコン樹脂の屈折率は大気の屈折率より大きい。よって、大気に対するマイクロチップ1（シリコン樹脂）の臨界角以上の入射角で上記放出光が斜面を形成する照射光導入穴11の底面に入射すると、当該放出は上記底面により全反射される。斜面の角度を適切に設定することにより、ディスプレイ3aから上方に放出される放出光は、斜面により横方向に折り返される。

[0041] なお、放出光は拡散光であるので、横方向に進行する放出光のある成分は垂直方向に広がりながら、マイクロチップ1の上面へと入射する。このマイクロチップ1の上面へと入射する光も、入射角が大気に対するマイクロチップ1（シリコン樹脂）の臨界角以上である場合、マイクロチップ1と大気との界面で反射され第1のレンズ12aの方へ導光される。

すなわち、照射光導入穴11から第1のレンズ12aまでの光が進行するマイクロチップ1内部（シリコン樹脂）の光路は、放出光に対する導光路として機能する。

なお、照射光導入穴11と第1のレンズ12aとの間の光路中には、フィルタ13aが設けられる。ディスプレイ3aから放出される放出光は、流路FE内部に位置する検体を励起するための照射光として用いられる。

[0042] タブレット端末3に内蔵されている制御部3bは検体を励起するのに適した波長の光が放出されるように、照射光導入穴11の下部領域に位置するディスプレイ3a部分を発光させる。ここで、ディスプレイ3aから放出される光はスペクトル線幅も比較的広い。よって、放出光には、検体を励起するのに不要な波長成分も含まれる。この不要な波長成分の光は測定の誤差に繋がる。フィルタ13aは、放出光のうち、上記した検体を励起するのに不要な波長成分をカットする。

[0043] 第1のレンズ12aは、マイクロチップ1内部に設けられた空洞として構成され、放出光の光入射面、出射面は凹面となっている。この光入射面および出射面の凹面形状は、第1のレンズ12aを通過した光がマイクロチップ1の流路FE内に入射して、流路FE内部で集光されるように設定される。

[0044] すなわち、照射光導入穴 11 はディスプレイ 3a から放出される放出光を採光して、フィルタ 13a、第 1 のレンズ 12a に向けて反射する。反射された光は、例えばシリコン樹脂からなるマイクロチップ 1 内部を進行して、フィルタ 13a、第 1 のレンズ 12a に入射する。フィルタ 13a を介して第 1 のレンズ 12a に入射したディスプレイ 3a からの放出光は、第 1 のレンズ 12a により流路 FE 内部で集光され、流路 FE 内部のバッファー液 (PBS) により希釈された検体溶液が励起される。

[0045] 励起された検体からは、検体の物性に依存する光 (例えば、蛍光) が放出される。この光は、観測光として第 2 のレンズ 12b、2 つの平行光フィルタ (第 1 の平行光フィルタ 13b、第 2 の平行光フィルタ 13c)、フィルタ 13d、集光穴 14、内蔵カメラ導光穴 15 をこの順に経由して、タブレット端末 3 の内蔵カメラ 3c に入射し、当該内蔵カメラ 3c により検出される。

第 2 のレンズ 12b は、マイクロチップ 1 内部に設けられた空洞として構成され、観測光の光入射面および出射面の曲面形状は、第 2 のレンズ 12b を出射する光が平行光となるように設定される。

[0046] 第 1 の平行光フィルタ 13b は、マイクロチップ 1 内部に設けられた空洞として構成される。空洞は、例えば三角柱構造であり、その斜面は第 2 のレンズ 12b から出射される平行光が入射し、当該平行光の光軸に対して 45 度をなすように構成される。マイクロチップ 1 の材質が屈折率 1.41 の PDMS である場合 PDMS の臨界角はほぼ 45 度であるので、上記斜面への上記平行光の入射角はほぼ臨界角となり、斜面へ入射した平行光は直角方向 (図 3 では上方向) に全反射される。

[0047] 第 2 の平行光フィルタ 13c は、マイクロチップ 1 内部に設けられた空洞として構成される。空洞は、例えば三角柱構造であり、その斜面は第 1 の平行光フィルタ 13b から出射される平行光が入射し、当該平行光の光軸に対して 45 度をなすように構成される。第 1 の平行光フィルタ 13b のときと同様、第 2 の平行光フィルタ 13c の斜面への上記平行光の入射角はほぼ臨

界角となり、斜面へ入射した平行光は直角方向（図3では左方向）に全反射される。

[0048] なお、上記したようにマイクロチップ1の材質がPDMSである場合第1の平行光フィルタ13b、第2の平行光フィルタ13cの臨界角はほぼ45度となる。よって、第1の平行光フィルタ13b、第2の平行光フィルタ13cは、入射する光のうち、入射角が45度以上の成分を全反射する。

ここで、第1の平行光フィルタ13b、第2の平行光フィルタ13cの光入射面は、入射する平行光の光軸に対して45度をなすように構成されているので、第1の平行光フィルタ13bに45度より大きい入射角で入射する光は第1のフィルタ13bで全反射するものの、第2の平行光フィルタ13cに入射するときの入射角は45度より小さくなる。よって、この光は第2の平行光フィルタ13cによって反射されず、第2の平行光フィルタ13cをなす空洞を通過する。

すなわち、平行光フィルタ（第1の平行光フィルタ13b、第2の平行光フィルタ13c）を上記のように構成、配置することにより、平行光フィルタ13b、13cは入射する光のうち、平行成分ではない光をフィルタリングして平行光のみをフィルタ13dに導光する。

[0049] フィルタ13dに入射する平行光フィルタ13b、13cから出射される光は、必ずしも検体から放出される観測光（例えば、蛍光）のみではない。検体の励起に寄与しなかった照射光も平行光フィルタ13cからの出射光に含まれる。この照射光は、検体の光分析のノイズとなるため除去する必要がある。

フィルタ13dは、平行光フィルタ13cから導光されてくる光のうち、照射光をカットする作用を奏する。フィルタ13dとしては、誘電体光学素子（ノッチフィルタ）をマイクロチップ1に組みこんだ構成としてもよいし、マイクロチップ1に照射光を吸収する色素を埋め込んだ構成（吸収フィルタ構成）としてもよい。

[0050] 集光穴14は、マイクロチップ1内部に設けられた空洞として構成される

。空洞は、例えば柱構造であり、平行光フィルタ 1 3 c から導光されてくる光の入射面は、入射光が反射かつ集光され、更に、反射集光光の光軸方向が入射光の光軸と略直交するように形成される。図 3 に示す例では、図 3 の内蔵カメラ導光穴 1 5 において反射光が集光するように設定されている。

なお、できるだけ効率的に入射光を反射させるために、この集光穴 1 4 の反射面の形状は、マイクロチップ 1 の材質に依存する界面（前記反射面）の臨界角を考慮して設計される。

[0051] 図 7 は内蔵カメラ導光穴 1 5 の断面を示す図である。内蔵カメラ導光穴 1 5 の底面は、マイクロチップ 1 表面に対して傾斜している斜面が設けてある。

集光穴 1 4 から集光される観察光は、内蔵カメラ導光穴 1 5 の底面に入射する。上記したように、マイクロチップ 1 の臨界角等を考慮して斜面の角度を適切に設定することにより、集光穴 1 4 から集光される観察光は、斜面により下方向（内蔵カメラ 3 c のある方向）に折り返され、集光される。

[0052] すなわち、検体からの観測光（例えば、蛍光）および励起に寄与しなかった照射光は、第 2 のレンズ 1 2 b によりコリメートされ、2 つの平行光フィルタ 1 3 b, 1 3 c により平行光のみ取り出されてフィルタ 1 3 d に入射し、当該フィルタ 1 3 d より照射光がカットされ、集光穴 1 4 により集光されて内蔵カメラ導光穴 1 5 に導光され、当該内蔵カメラ導光穴 1 5 によりタブレット端末 3 の内蔵カメラ 3 c に導光される。そして、観察光は、上記内蔵カメラ 3 c により検出される。

[0053] 〔光学測定とタブレットの演算処理：光分析〕

図 5 のステップ S 9 と S 1 0 との間に、流路 F E の流路間で光分析（流路 F E 間に位置する検体溶液の光学測定と、測定結果の演算処理）が行われる。

この光分析は、図 8 に示すように、例えば以下のような手順で行われる。

[0054] まず、タブレット端末 3 に内蔵されている制御部 3 b は、照射光導入穴 1 1 の底面の下部に位置するディスプレイ部分を発光させる（図 8 のステップ

21)。なお、このディスプレイ部分から放出される光は、流路F E間に位置する検体溶液の光学測定に適した照射光（検体を励起するのに適した波長の光）の波長成分を含む。

[0055] 照射光導入穴11から導入された、ディスプレイ3aから放出される放出光は、フィルタ13a、第1のレンズ12aを介して、流路F E内部で集光される。すなわち、検体を励起するのに適した波長を有する照射光が流路F E内部の検体溶液に集光され、当該検体溶液が励起される（ステップS22）。

[0056] 励起された検体から放出される観測光が、第2のレンズ12b、2つの平行光フィルタ13b、13c、フィルタ13d、集光穴14、内蔵カメラ導光穴15をこの順に經由して、タブレット端末3の内蔵カメラ3cに入射し、当該内蔵カメラ3cにより検出される（ステップS23）。

[0057] 内蔵カメラ3cにより検出された観測光に相当する検出信号が、内蔵カメラ3cからタブレット端末3に内蔵される制御部3bに送信される（ステップS24）。

内蔵カメラ3cから検出信号を受信した制御部3bは、予め記憶しておいた、もしくは、タブレット端末3の通信機能を用いて外部より適宜ダウンロードされる分析用ソフトウェアにより上記検出信号を処理・演算する（ステップS25）。

制御部3bは、処理・演算結果を、タブレット端末3のディスプレイ3aの分析結果等の表示領域に表示する（ステップS26）。

[0058] 以上のように、タブレット端末3のディスプレイ3a上にマイクロチップ1を配置し、上記した手順により光分析が行われる。検体からの観察光が内蔵カメラ3cにより検出され、タブレット端末3に内蔵されている制御部3bにより上記検出情報が演算処理される。演算処理された分析結果は、適宜、ディスプレイ3a上に表示される。

[0059] 〔実施例1の変形例〕

図9、図10に採光手段の別の構成例を示す。図9、図10に示すように

、採光手段は、例えば液晶パネルからなるディスプレイ 3 a から放出される光をコリメートする液晶光コリメータマイクロレンズアレイ（以下、コリメータレンズアレイ 2 1 2 ともいう）、コリメータレンズアレイ 2 1 2 から出射される光を折り返してマイクロチップ 1 内部を進行するように上記光の光路を変更する光路変更穴 2 1 7、集光レンズ 2 1 8 からなる。

[0060] 図 1 0 (a) に示すように、コリメータレンズアレイ 2 1 2 の光出射側に配置される光路変更穴 2 1 7 は、コリメータレンズアレイ 2 1 2 のマイクロレンズの個数に対応した数だけ設けられる。

図 1 0 (b) は、図 1 0 (a) の P-P 断面を示すものであり、光路変更穴 2 1 7 の断面を示す図である。光路変更穴 2 1 7 の底面は、マイクロチップ 1 表面に対して傾斜している斜面が設けてある。タブレット端末 3 のディスプレイ 3 a における光路変更穴 2 1 7 の底面の下部に位置する領域から放出される光は、光路変更穴 2 1 7 の底面に入射する。上記したように、マイクロチップ 1 をシリコン樹脂から構成されている場合、大気に対するマイクロチップ 1（シリコン樹脂）の臨界角以上の入射角で上記放出光が斜面を形成する光路変更穴 2 1 7 の底面に入射すると、当該放射光は上記底面により全反射される。斜面の角度を適切に設定することにより、ディスプレイ 3 a から上方に放出される放出光は、斜面により横方向に折り返され、マイクロチップ 1 内部を進行するように導光される。

[0061] 集光レンズ 2 1 8 は、マイクロチップ 1 内部に設けられた空洞として構成され、光路変更穴 2 1 7 から導光されてくる放出光の光入射面、出射面は凹面となっている。この光入射面および出射面の凹面形状は、集光レンズ 2 1 8 を通過した光がポート A、ポート B に設けられている光駆動エアポンプ 2 3 のガス発生室に集光されるように設定される。

[0062] なお、上記構成では、光駆動エアポンプ 2 3 の側部に配置されているガス発生室に上記放出光が照射される。ここで、ガス発生室の上部から放出光を集光する場合は、例えば、ポート A、B を先に示した内蔵カメラ導光穴のように構成して、適宜、集光レンズ 2 1 8 を通過した光の進行方向を折り返す

ようにしてもよい。

[0063] 以上説明した実施例の分析装置は、分析計として演算機能を有する携帯可能なタブレット端末3を使用し、当該ディスプレイ3a上に配置されたマイクロチップ1よりなるマイクロリアクタを用いて微量の試薬の分離、合成、抽出、分析などを実施可能に構成されている。

ここで、タブレット端末3を使用することにより、タブレット端末3のディスプレイ3aからの放出光を分析対象の検出光・駆動用エネルギー源として使用でき、また、タブレット端末3に内蔵される演算装置を用いて、分析対象からの検出データを演算して分析し、また分析結果をディスプレイに表示することが可能となる。

[0064] すなわち、本実施例の分析装置は、検出用光源、演算装置が携帯可能なタブレット端末3として集約されていて、このタブレット端末3と能動素子を含まないマイクロチップ1を用いて分析を実施する分析装置であり従来のように専用の制御ツール（図15参照）を必要としないので、小型かつ携帯可能であり、分析が必要な現場において、検査時間が短く、かつ高精度な評価分析を実施することができる。すなわち、本発明の分析装置によれば、例えば、ライフサイエンス分野におけるポイントオブケア検査（POCT）の要請に対応することができる。

[0065] 検出システム自体はタブレット端末3が担当するので、マイクロチップ1は、能動素子を含まない従来の安価なものを使用することが可能となり、ディスプレイに取り扱うことが可能となる。すなわち、例えば有機ELが集積化された構造の検出システムと一体化された高価なマイクロチップを使用する必要はない。

さらに、光原・エネルギー源を表示液晶から得るため、タブレット3上に配置したマイクロチップ1の位置が少し変わっても、その位置に合わせて発光場所を自動調整することができる。これにより、タブレット3上のマイクロチップ1の位置の調整を無用にし、迅速な測定が可能となる。

[0066] また、上記したように、本実施例の分析装置は、タブレット端末3の通信

機能を用いて、適宜、測定対象の分析内容に応じた分析用ソフトウェアをダウンロードすることができる。よって、様々な検体に対して多種多様な分析を実施することが可能な分析装置として使用することが可能となる。

そのため、従来のように特定の分析に対して設定された専用の検出システムを用いる場合とは異なり、多種多様な分析に対応するために、各分析に対してカスタマイズされた分析装置を多数用意する必要はない。

[0067] 更に、本発明の分析装置は、タブレット端末3への測定データのロギングが容易に可能であり、専用のストレージ手段を必要としない。また、通信機能を用いた分析システム構築が容易である。更には、ディスプレイにおける表示を、発光色の選択、分析データ表示といった機能に応じてカスタマイズすることが可能となる。

なお、本発明において用いられる処理装置はタブレット端末に限定されるものではなく、要するにディスプレイを有し、演算機能を備えた処理装置であれば、例えばパソコン、携帯電話等であってもよい。

[0068] 〔実施例2〕

図11に本発明の第2の実施例を示す。本実施例の分析装置は、駆動エアポンプ23を備えるポートA、ポートBにタブレット端末3のディスプレイ3aからの放出光を導光する採光手段、および、流路FEの流路10間で光分析を実施する光分析手段の構造以外は、第1の実施例に示す分析装置と同じである。

よって、ここでは、採光手段、光分析手段のみ説明する。なお、理解を容易にするために、マイクロチップ1の大きさは誇張して描かれており、実際のタブレット端末3とマイクロチップ1との大小関係は図11とは相違している。

[0069] 〔採光手段〕

図11に示す第2の実施例における採光手段は、第1の実施例のものと同様、タブレット端末3のディスプレイ3aから放出される放出光を駆動エアポンプ23（光駆動マイクロポンプ）が設けられたポートA、ポートBに導

光するものである。

上記採光手段は、先に第１の実施例の変形例（図９、図１０）で示した採光手段における液晶パネルからなるディスプレイ３aから放出される光をコリメートする液晶光コリメータマイクロレンズアレイ２１２（コリメータレンズアレイ）、コリメータレンズアレイ２１２から出射される光を折り返してマイクロチップ１内部を進行するように上記光の光路を変更する光路変更穴２１７を有する。そして、第１の実施例の変形例の集光レンズ２１８に代えて、平面テーパ導光路２１９が設けられる。

[0070] コリメータレンズアレイ２１２、光路変更穴２１７は、図１０に示すものと同等である。すなわち、ディスプレイ３aから放出される放出光はコリメータレンズアレイ２１２によりコリメートされて光路変更穴２１７に入射する。

コリメータレンズの光出射側に配置される光路変更穴２１７は、コリメータレンズアレイ２１２のマイクロレンズの個数に対応した数だけ設けられる。

マイクロチップ１表面に対して傾斜した斜面を成す光路変更穴２１７の底面に入射したコリメータレンズからの出射光は、マイクロチップ１を構成する材料の臨界角等を考慮して適宜傾斜角が設定された斜面により横方向に折り返され、平面テーパ導光路２１９に入射する。

[0071] 平面テーパ導光路２１９は、光入射面が光出射面と比較して横方向（図１における左右方向）が長い台形平板形状を成しており、マイクロチップ１に埋設されている。平面テーパ導光路２１９はシリコン樹脂等の材料で構成される。ここで、平面テーパ導光路２１９を構成する材料としては、その屈折率がマイクロチップ１を構成する材料（例えば、シリコン樹脂）の屈折率や大気の屈折率より大きく、ディスプレイ３aからの放出光が透過可能なものが選択される。

[0072] 平面テーパ導光路２１９の光入射面に入射するディスプレイ３aからの放出光は、垂直方向、水平方向に広がりながら光出射面に進行する。よって、

上記放出光の一部は、光出射面に到達する前に平面テーパ導光路 219 の上下面、左右側面に入射する。ここで、平面テーパ導光路 219 の屈折率はマイクロチップ 1 の屈折率、空気の屈折率より大きいので、平面テーパ導光路 219 の上下面、左右側面へ入射する光の入射角が平面テーパ導光路 219 の臨界角以上である場合、平面テーパ導光路 219 の上下面、左右側面へ入射した光は全反射され、光出射面に進行する。すなわち、平面テーパ導光路 219 は放出光に対する導光路として機能し、光入射面が光出射面と比較して横方向に長い台形平板形状を成しているので、光入射面に入射した光はある程度集光されて光出射面から出射する。

平面テーパ導光路 219 の光出射面の位置、大きさは、光出射面から出射される光がポート A、ポート B に設けられている光駆動エアポンプ 23 のガス発生室に集光されるように設定される。

[0073] なお、上記構成では、マイクロポンプの側部に配置されているガス発生室に上記放出光が照射される。ここで、ガス発生室の上部から放出光を集光する場合は、例えば、ポート A、B を先に示した内蔵カメラ導光穴 15 のように構成して、適宜、集光レンズ 218 を通過した光の進行方向を折り返すようにしてもよい。

[0074] [光分析手段]

流路 F E の流路間で光分析を実施する光分析手段は、図 11 に示すように、照射光導入穴 11、フィルタ 13 a、導入光導光路 17 a、観測光導光路 17 b、フィルタ 13 d、内蔵カメラ導光穴 15 からなる。

[0075] 照射光導入穴 11 は、第 1 の実施例のものと同一であり、詳細な説明は省略する。図 6 に示すように、照射光導入穴 11 の底面はマイクロチップ 1 表面に対して傾斜している斜面が設けてある。ディスプレイ 3 a から上方に放出される放出光は、斜面により横方向に折り返される。

[0076] 照射光導入穴 11 から流路 F E の側面までは、ディスプレイ 3 a からの放出光を導光するための導入光導光路 17 a が設けられている。導入光導光路 17 a はシリコン樹脂等の材料で構成される。当該導入光導光路 17 a を

構成する材料としては、その屈折率がマイクロチップ 1 を構成する材料（例えば、シリコン樹脂）の屈折率や大気の屈折率より大きく、ディスプレイ 3 a からの放出光が透過可能なものが選択される。

導入光導光路 1 7 a の光入射面は、照射光導入穴 1 1 から折り返されるディスプレイ 3 a からの放出光が入射する位置に設けられる。一方、導入光導光路 1 7 a の光出射面は、PBS 等のバッファー液に希釈された検体溶液により満たされた流路 F E の側面部に対向する位置に設けられる。

[0077] 照射光導入穴 1 1 から導入光導光路 1 7 a に入射する放射光は、拡散光であるので放出光の一部は、光出射面に到達する前に導入光導光路 1 7 a の上下面、左右側面に入射する。ここで、導入光導光路 1 7 a の屈折率はマイクロチップ 1 の屈折率、空気の屈折率より大きいので、導入光導光路 1 7 a の上下面、左右側面へ入射する光の入射角が導入光導光路 1 7 a の臨界角以上である場合、導入光導光路 1 7 a の上下面、左右側面へ入射した光は全反射され、光出射面に進行する。

すなわち、導入光導光路 1 7 a は、ディスプレイ 3 a からの放出光を流路 F E 内の検体溶液まで当該検体の照射光として導光する導光路として機能する。

[0078] 導入光導光路 1 7 a において、照射光導入穴 1 1 から流路 F E の側面部に至る途中にはフィルタ 1 3 a が配置される。このフィルタ 1 3 a は、照射光導入穴 1 1 から導光される照射光から検体を励起する波長成分以外をカットする。

すなわち、照射光導入穴 1 1 はディスプレイ 3 a から放出される放出光を採光して、導入光導光路 1 7 a の光入射面に向けて反射する。導入光導光路 1 7 a に入射した上記放出光は、フィルタ 1 3 a を介して流路 F E の側面に導光され、流路 F E 内部のバッファー液（PBS）により希釈された検体溶液が励起される。

[0079] 励起された検体からは、検体の物性に依存する光（例えば、蛍光）が放出される。この光は、観測光として観測光導光路 1 7 b により、フィルタ 1 3

d、内蔵カメラ導光穴 1 5 をこの順に経由するように導光されてタブレット端末 3 の内蔵カメラ 3 c に入射し、当該内蔵カメラ 3 c により検出される。

[0080] 観測光導光路 1 7 b において、流路 F E の側面部から内蔵カメラ導光穴 1 5 に至る途中にはフィルタ 1 3 d が配置される。

観測光導光路 1 7 b の光入射面に入射する光は、必ずしも検体から放出される観測光（例えば、蛍光）のみではない。検体の励起に寄与しなかった照射光も流路 F E を横切って観測光導光路 1 7 b の光入射面に入射する可能性がある。この照射光は、検体の光分析のノイズとなるため除去する必要がある。

フィルタ 1 3 d は、励起光をカットする作用を奏するものであり、例えば、誘電体光学素子（ノッチフィルタ）や色ガラスフィルタ（吸収フィルタ）である。

[0081] 内蔵カメラ導光穴 1 5 は、第 1 の実施例のものと同一であり、詳細な説明は省略する。図 7 に示すように、内蔵カメラ導光穴 1 5 の底面はマイクロチップ 1 表面に対して傾斜している斜面が設けてある。マイクロチップ 1 の臨界角等を考慮して斜面の角度を適切に設定することにより、観測光導光路 1 7 b から導光される観察光は、斜面により下方向（内蔵カメラのある方向）に折り返され、集光される。

[0082] 〔実施例 3〕

上記した実施例 1、実施例 2 に示す分析装置に用いられるタブレット端末 3 は内蔵カメラが搭載されており、当該内蔵カメラにより観測光が検出され、タブレット端末 3 に内蔵されている制御部 3 b により上記検出情報が演算処理される。

一方、実施例 3 に示す分析装置に用いられるタブレット端末 3 は内蔵カメラが搭載されておらず、検体からの観測光を目視にて観測するものである。

図 1 2 は、図 3 に示す第 1 の実施例における分析装置において、内蔵カメラ 3 c、内蔵カメラ導光穴 1 5、集光穴 1 4 を省略し、第 3 のレンズ 1 2 c、観測穴 1 8 を設けたものである。

また、図 1 3 は、図 1 1 に示す第 2 の実施例における分析装置において、内蔵カメラ、内蔵カメラ導光穴 1 5 を省略し、観測穴 1 8 を設けたものである。

[0083] 図 1 2 において、流路 F E の流路間で光分析を実施する光分析手段は、照射光導入穴 1 1、第 1 のレンズ 1 2 a、第 2 のレンズ 1 2 b、2 つの平行光フィルタ（第 1 の平行光フィルタ 1 3 b、第 2 の平行光フィルタ 1 3 c）、フィルタ 1 3 d、第 3 のレンズ 1 2 c、観測穴 1 8 からなる。

第 1 のレンズ 1 2 a、第 2 のレンズ 1 2 b、2 つの平行光フィルタ（第 1 の平行光フィルタ 1 3 b、第 2 の平行光フィルタ 1 3 c）、フィルタ 1 3 d の構造、機能は、第 1 の実施例と同じであるので、ここでは説明を省略する。

[0084] 第 3 のレンズ 1 2 c は、マイクロチップ 1 内部に設けられた空洞として構成され、放出光の光入射面、出射面は凹面となっている。この光入射面および出射面の凹面形状は、第 3 のレンズ 1 2 c を通過した光が観測穴 1 8 に入射して、当該観測穴 1 8 内部で集光されるように設定される。

観測穴 1 8 には、例えば、所定の波長の観測光が照射されると発光する色素等が埋め込まれており、目視にて検体の分析結果を確認できる。

[0085] 一方、図 1 3 において、流路 F E の流路間で光分析を実施する光分析手段は、照射光導入穴 1 1、フィルタ 1 3 a、導入光導光路 1 7 a、観測光導光路 1 7 b、フィルタ 1 3 d、観測穴 1 8 からなる。励起光導入穴 1 1、フィルタ 1 3 a、導入光導光路 1 7 a、観測光導光路 1 7 b、フィルタ 1 3 d の構造、機能は、第 2 の実施例と同じであるので、ここでは説明を省略する。

観測穴 1 8 には、観測光導光路 1 7 b からの観測光が導光される。観測穴 1 8 は、上記したように、例えば、所定の波長の観測光が照射されると発光する色素等が埋め込まれており、目視にて検体の分析結果を確認できる。

[0086] 第 3 の実施例の分析装置によれば、分析結果を目視にて確認できる光分析に対応することが可能となり、内蔵カメラを必要としない分、第 1、第 2 の実施例の分析装置よりも安価に構成することが可能となる。

なお、上記実施例 1, 2, 3 においては、一つのマイクロチップに種々の機能を組み込む場合について説明したが、例えば、光分析手段を備えたマイクロチップ、採光手段や光駆動エアポンプを備えたマイクロチップ等を用意し、これらを積層したり並列配置し、上記実施例 1, 2, 3 に示した機能を有するマイクロチップを構成するようにしてもよい。

[0087] 〔実施例 1, 2, 3 の変形例〕

上記した実施例 1, 2, 3 に示したマイクロチップにおいて、マイクロチップ内にフィルタ機能等を有する前処理モジュールを組み込んでもよい。前処理モジュールとしては、例えば特許文献 4, 5, 6 等に記載される、ピラー構造を有する分離処理用フィルター（血球、血漿の分離）や、固体や粒子の捕捉分離フィルタ等が考えられる。前処理モジュールは、検体を含む流体から光照射対象でない非検体物質（例えば、上記した血球、血漿や光照射対象ではない固体や粒子）を分離する。

[0088] 図 1 4 (a) (b) に、前記実施例 1 に示したマイクロチップに前処理フィルタを組み込んだ例を示す。同図は、ポート B とマイクロ流路 10 の交差部分 F の間に、図 1 4 (b) に示すピラー構造により血球、血漿等の分離処理を行う前処理フィルタ 30 を設けた場合を示しており、前処理フィルタ 30 を設けることにより、ポート B から交差部分 F に送出される液体から血球、血漿等を分離する等の前処理を行うことができる。

なお、同図では、前記実施例 1 に前処理フィルタを設けた場合を示したが、前記第 2、第 3 の実施例に示したものに前処理フィルタを設けてもよい。

また、図 1 4 では前処理フィルタをマイクロチップ 1 に組み込む場合について示したが、前処理フィルタ機能を有するチップを予め用意し、前記実施例 1 等 に示したマイクロチップと積層したり並列配置して流路を連結し、前処理機能を付加するようにしてもよい。

符号の説明

- [0089] 1 マイクロチップ
 2 マイクロピペット

- 3 タブレット端末（処理装置）
- 3 a ディスプレイ
- 3 b 制御部
- 3 c 内蔵カメラ
- 4 検体
- 1 0 マイクロ流路
- 1 1 照射光導入穴
- 1 2 a 第1のレンズ
- 1 2 b 第2のレンズ
- 1 2 c 第3のレンズ
- 1 3 a, 1 3 d フィルタ
- 1 3 b, 1 3 c 第1、第2の平行光フィルタ
- 1 4 集光穴
- 1 5 内蔵カメラ導光穴
- 1 7 a 導入光導光路
- 1 7 b 観測光導光路
- 1 8 観測穴
- 2 1 a, 2 1 b 採光手段
- 2 3 光駆動エアポンプ
- 2 1 1 光ファイバ
- 2 1 2 液晶光コリメータマイクロレンズアレイ
- 2 1 3 液晶光集光マイクロレンズアレイ
- 2 1 4 光ファイバ用マニホールド
- 2 1 5 集光用穴部
- 2 1 6 光導入穴
- 2 1 7 光路変更穴
- 2 1 8 集光レンズ
- 2 1 9 平面テーパ導光路

30 前処理フィルタ

A～E ポート

請求の範囲

【請求項1】 画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵した処理装置を用い、光導入部と光導出部を有するマイクロチップに導入された検体の分析を行う分析方法であって、

該処理装置のディスプレイ上に上記マイクロチップの光導入部を配置し、

上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させて、上記マイクロチップ内に光を導入し、マイクロチップに導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、該放出された光により上記検体の分析を行うことを特徴とする光分析方法。

【請求項2】 画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵した処理装置と、

光導入部と光導出部を有するマイクロチップとからなる光分析装置であって、

上記マイクロチップの光導入部は、上記ディスプレイ上の所定位置に配置され、

上記処理装置の制御部は、上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させ、上記ディスプレイから放出される光を、上記光導入部に導入し、上記マイクロチップに導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、該光を上記光導出部から導出させる

ことを特徴とする光分析装置。

【請求項3】 上記マイクロチップは、上記光導入部から導入された光を採光する採光部と、該採光部で採光した光をマイクロチップの光照射位置に導光する導光手段とを有する採光手段を備える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の光分析装置。

[請求項4]

上記処理装置は、受像手段を有し、

上記マイクロチップの光導出部は、該光導出部から放出される光が上記受像手段で受光可能となる位置に配置され、

上記制御部は、上記光導出部から放出され上記受像手段で受像された光信号に基づき、演算を実行して、分析処理を行う

ことを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の光分析装置。

[請求項5]

上記マイクロチップの光導出部は、該光導出部から放出される光が目視により観測することが可能な位置に配置される、

ことを特徴とする請求項 2 もしくは請求項 3 に記載の光分析装置。

[請求項6]

上記マイクロチップは、上記光導入部から導入された光から、上記検体の励起に必要な波長成分を取り出して照射光を得て、該照射光をマイクロチップに導入された検体を含む流体に照射して、該検体を含む流体から光を放出させるものであり、

上記マイクロチップには、上記検体を含む流体から放出される光から上記照射光成分をカットする受動素子が設けられ、該受動素子からの光を上記光導出部に導く

ことを特徴とする請求項 2, 3, 4 もしくは請求項 5 に記載の光分析装置。

[請求項7]

上記マイクロチップには、検体を含む流体に光照射がなされる前に上記流体から非検体物質を分離する前処理フィルタが設けられていることを特徴とする請求項 2, 3, 4, 5 もしくは請求項 6 に記載の光分析装置。

[請求項8]

画像を表示するためのディスプレイを備えた処理装置のディスプレイ上に配置され、該ディスプレイ上の発光により、導入された検体の光分析を行うマイクロチップであって、

上記マイクロチップには、光導入部と光導出部が設けられ、

上記光導入部は、上記処理装置のディスプレイ上の発光を受光し、

上記マイクロチップは、上記マイクロチップに導入された検体を含む流体に該光を照射し、該検体を含む流体から光を放出させ、

上記光導出部は、上記該検体を含む流体から放出された光を外部に導出する

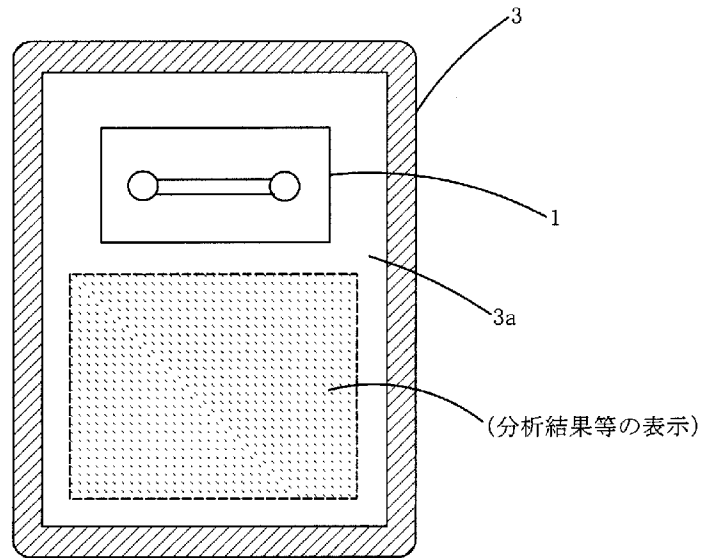
ことを特徴とするマイクロチップ。

[請求項9]

画像を表示するためのディスプレイを備え、演算機能と該ディスプレイに表示される画像を制御する機能を有する制御部とを内蔵し、該ディスプレイ上に配置された、光導入部と光導出部を有するマイクロチップに、ディスプレイからの光を導入して、該マイクロチップに導入された検体の分析を行う光分析用処理装置であって、

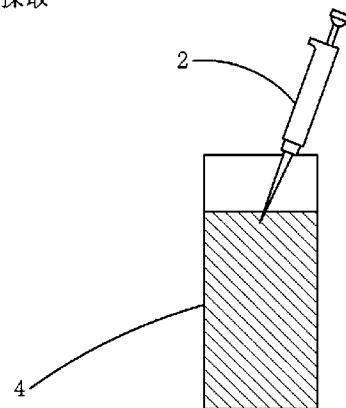
上記光分析用処理装置の制御部は、上記ディスプレイ上の上記光導入部に対応する部位を発光させ、上記ディスプレイから放出される光を、上記光導入部に導入し、マイクロチップに導入された検体を含む流体に光を照射し、上記マイクロチップによる分析処理を実行させることを特徴とする光分析用処理装置。

[図1]

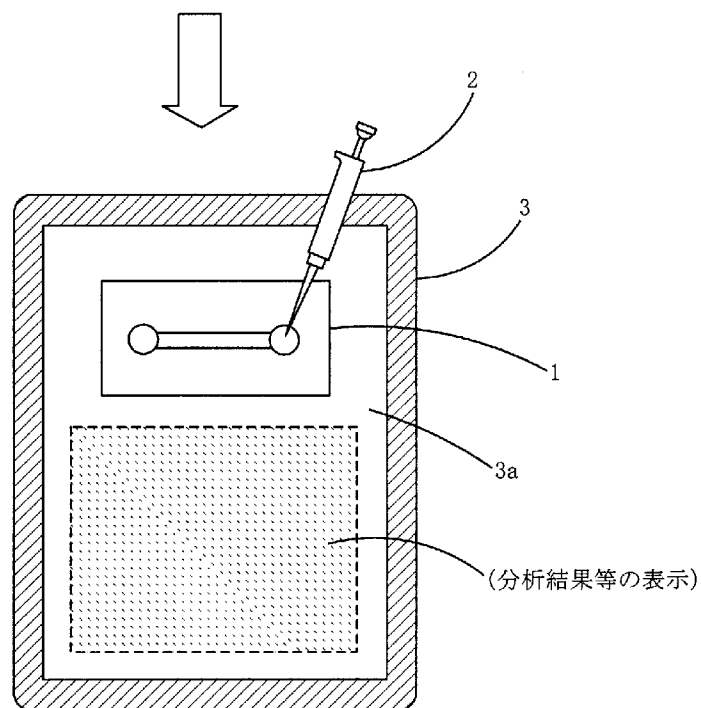


[図2]

(a) 検体の採取

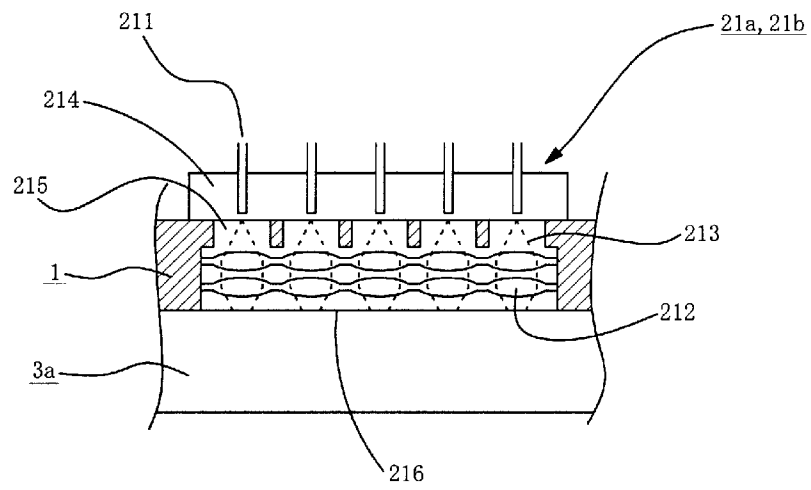


(b) 滴下、分析

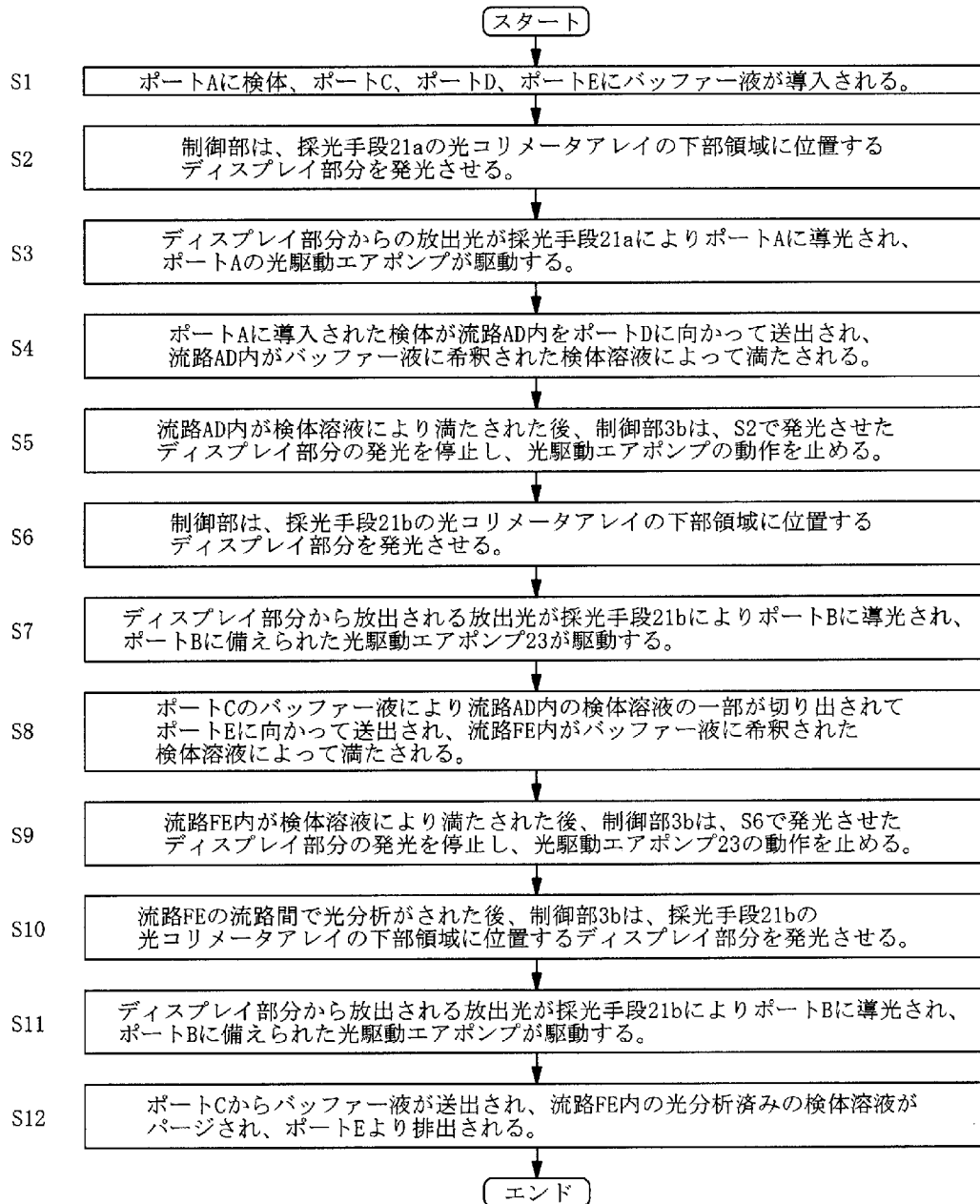


〔各種設定・制御
データロギング
データ送信・通報〕

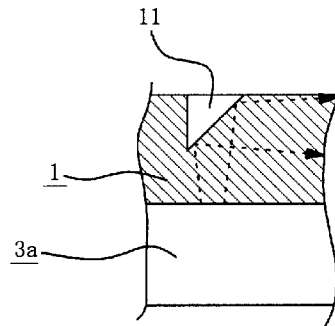
[図4]



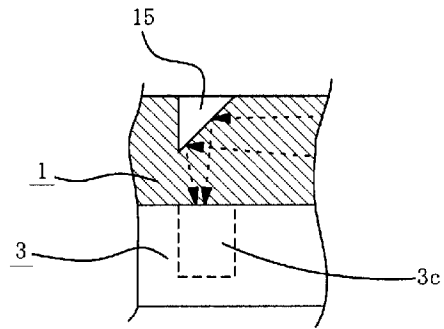
[図5]



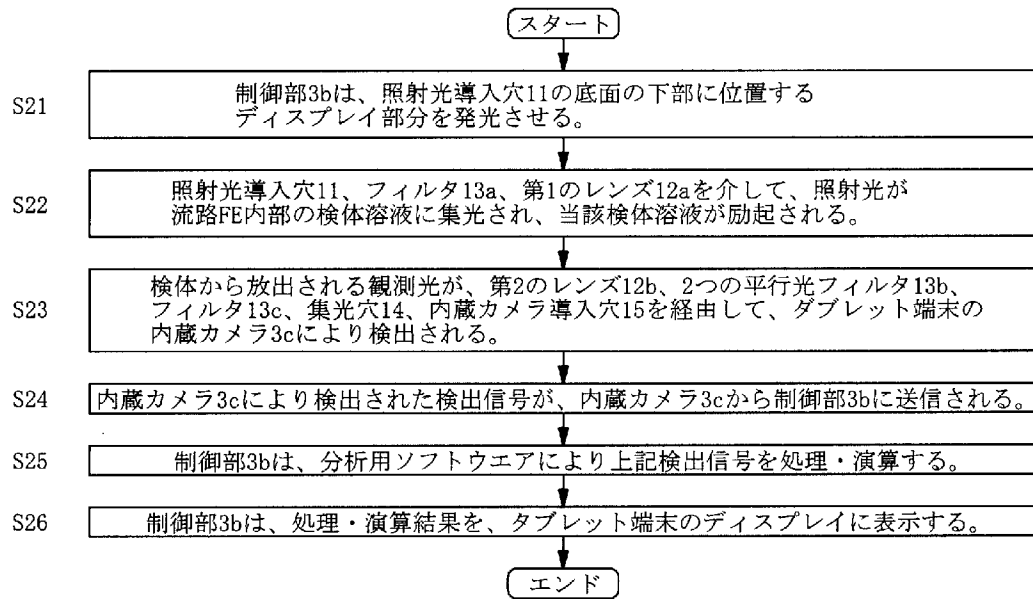
[図6]



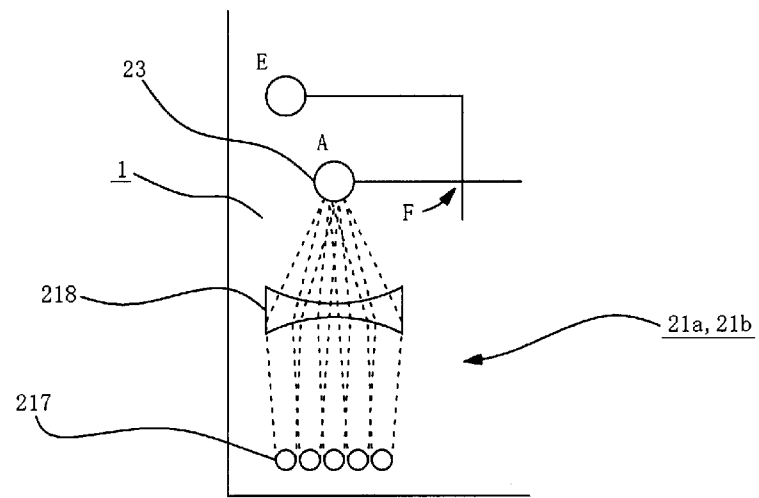
[図7]



[図8]

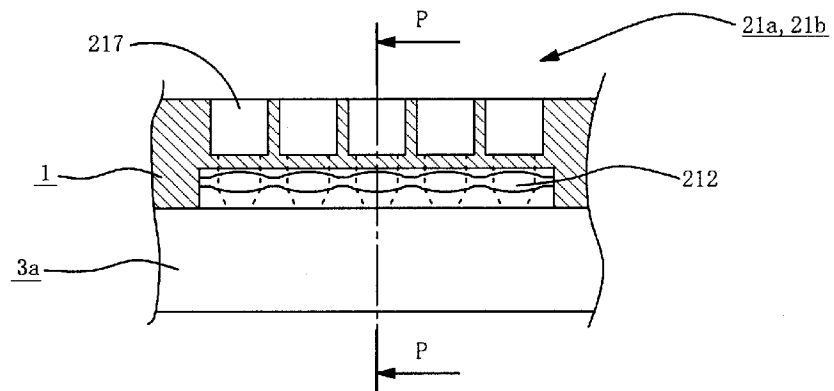


[図9]

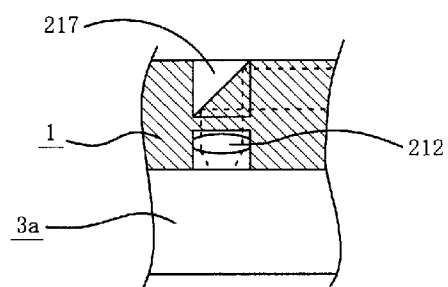


[図10]

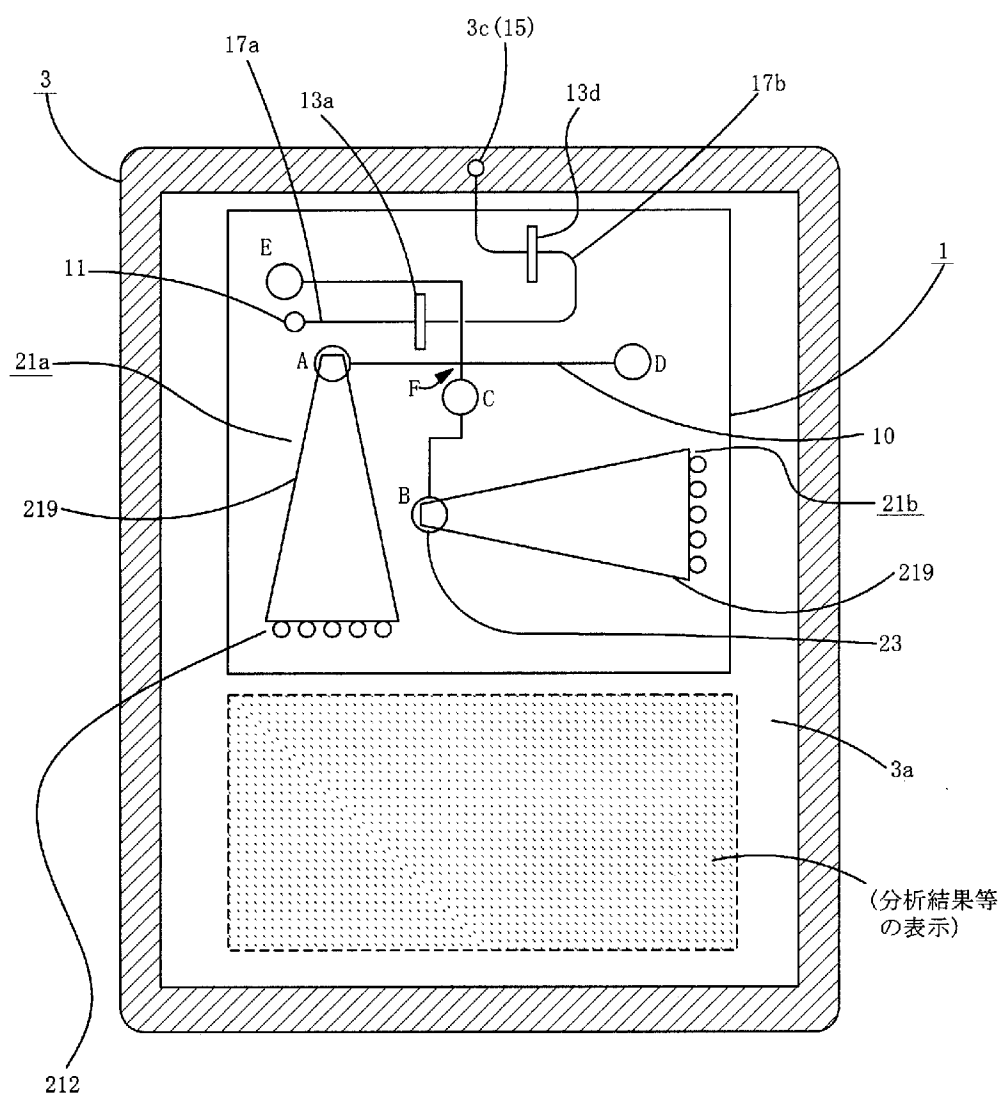
(a)



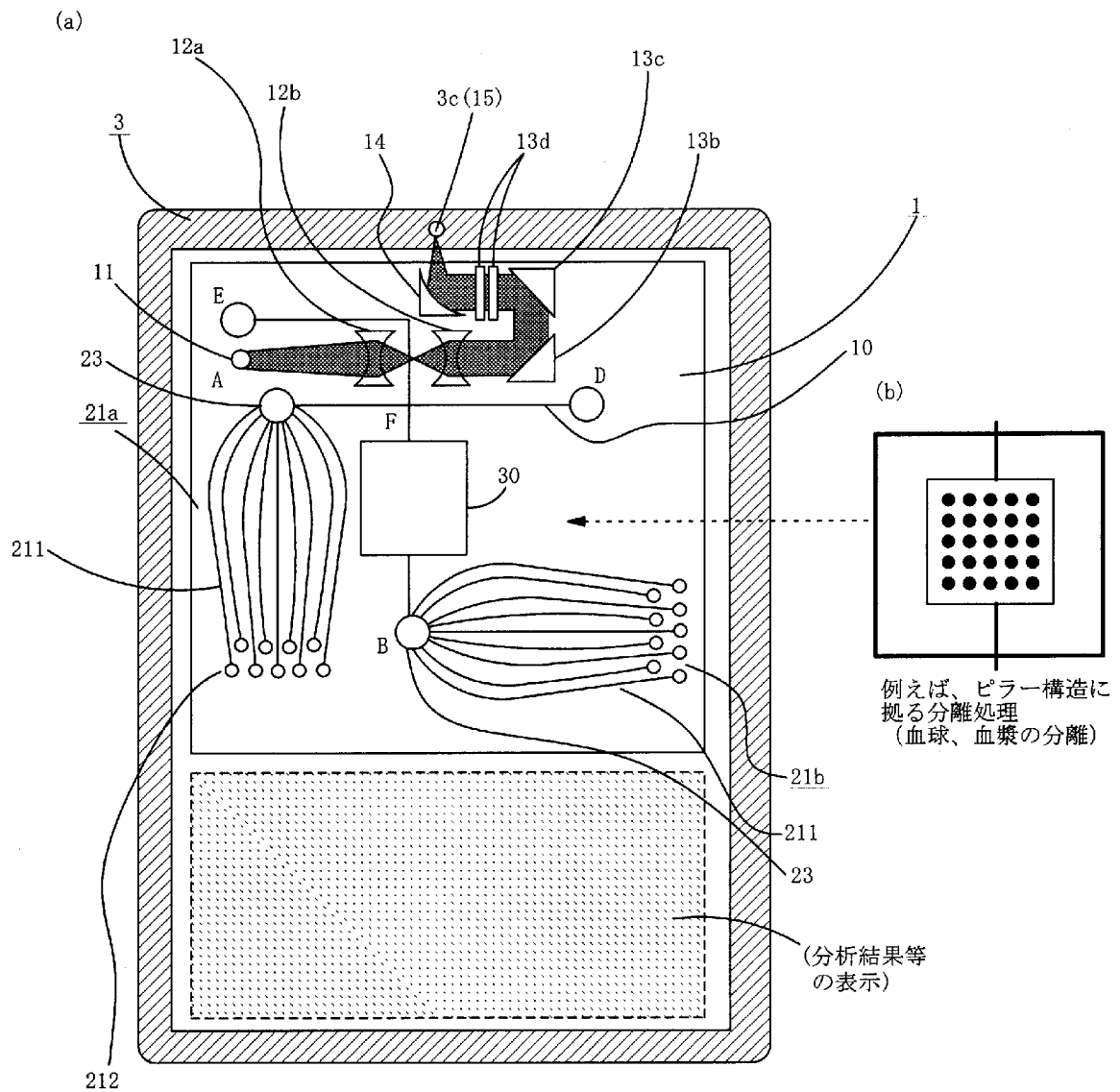
(b)



[図11]

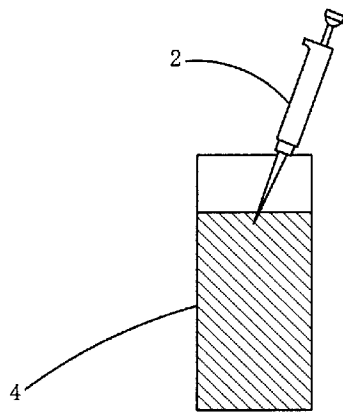


[図14]

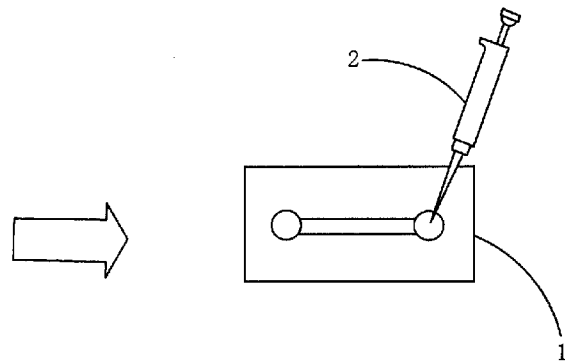


[図15]

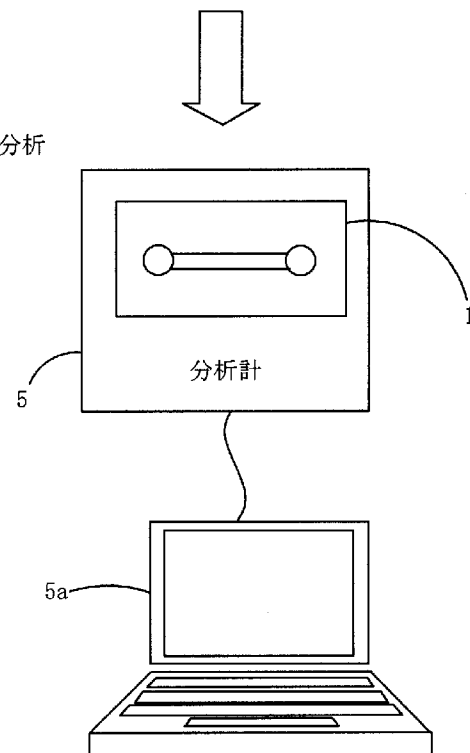
(a) 検体の採取



(b) 滴下



(c) 分析



各種設定・制御
データロギング
データ送信・通報

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/054054

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N21/00-21/83, G01N35/08, G01N37/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

JSTPlus/JMEDPlus(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	WO 2005/119210 A1 (Kyushu TLO Co., Ltd.), 15 December 2005 (15.12.2005), claims 1, 4, 20; all drawings & JP 2011-237445 A & JP 4830110 B & US 2007/0253460 A1	8 1-7, 9
X A	JP 2007-298502 A (Fujifilm Corp.), 15 November 2007 (15.11.2007), claim 1; paragraphs [0069] to [0076]; fig. 7 to 10 & US 2007/0227967 A1 & EP 1843156 A2	8 1-7, 9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 April, 2014 (23.04.14)

Date of mailing of the international search report
13 May, 2014 (13.05.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/054054

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-527431 A (The Secretary of State for Innovation Universities & Skills of Her Majesty's Britannic Government), 27 October 2011 (27.10.2011), claim 1; paragraph [0030]; fig. 7, 9, 10 & US 2012/0034708 A1 & EP 2220494 A & WO 2010/004244 A1 & CN 102089661 A	1-9
A	JP 2012-202989 A (Middleland Sensing Technology Inc.), 22 October 2012 (22.10.2012), claims 1, 5; fig. 1, 3 & US 2012/0244624 A1 & TW 201239360 A & CN 102692410 A & KR 10-2012-0109961 A	1-9
A	JP 2011-164083 A (Middleland Sensing Technology Inc.), 25 August 2011 (25.08.2011), claims 1 to 7; fig. 1 to 5 & US 2011/0201382 A1 & US 2011/0201383 A1 & TW 201128192 A	1-9
A	JP 2012-184973 A (Horiba, Ltd.), 27 September 2012 (27.09.2012), claim 1; fig. 1, 2 & KR 10-2012-0100673 A	1-9
A	JP 2012-529268 A (Integenx Inc.), 22 November 2012 (22.11.2012), claim 1; paragraphs [0170], [0221]; fig. 70 & US 2011/0005932 A1 & EP 2438016 A & WO 2010/141921 A1 & KR 10-2012-0031218 A & CN 102803147 A	1-9
A	JP 2003-279534 A (Siemens AG.), 02 October 2003 (02.10.2003), claims 1, 4, 5, 6; fig. 1 & US 2003/0199080 A1 & EP 1343011 A2 & DE 10210051 A	1-9
A	JP 7-84220 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 31 March 1995 (31.03.1995), claim 1; fig. 1, 8 (Family: none)	3
A	JP 2009-109232 A (Josho Gakuen Educational Foundation), 21 May 2009 (21.05.2009), claim 1; fig. 7 (Family: none)	7

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. G01N21/00-21/83, G01N35/08, G01N37/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

JSTPlus/JMEDPlus(JDreamIII)

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
X A	WO 2005/119210 A1（株式会社産学連携機構九州）2005. 12. 15, 請求項 1, 4, 20, 全図 & JP 2011-237445 A & JP 4830110 B & US 2007/0253460 A1	8 1-7, 9
X A	JP 2007-298502 A（富士フイルム株式会社）2007. 11. 15, 請求項 1, [0069]-[0076], 図 7-10 & US 2007/0227967 A1 & EP 1843156 A2	8 1-7, 9

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

2 3 . 0 4 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 3 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 裕美

2 W

9 5 1 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2011-527431 A (ザ セクレタリー オブ ステイト フォー イ ノベーション ユニバーシティーズ アンド スキルズ オブ ハ ー マジェスティズ ブリタニック ガバメント) 2011. 10. 27, 請求項 1, [0030]図 7, 9, 10 & US 2012/0034708 A1 & EP 2220494 A & WO 2010/004244 A1 & CN 102089661 A	1-9
A	JP 2012-202989 A (中研応用感測科技股▲フン▼有限公司) 2012. 10. 22, 請求項 1, 5, 図 1, 3 & US 2012/0244624 A1 & TW 201239360 A & CN 102692410 A & KR 10-2012-0109961 A	1-9
A	JP 2011-164083 A (中研応用感測科技股▲フン▼有限公司) 2011. 08. 25, 請求項 1-7, 図 1-5 & US 2011/0201382 A1 & US 2011/0201383 A1 & TW 201128192 A	1-9
A	JP 2012-184973 A (株式会社堀場製作所) 2012. 09. 27, 請求項 1, 図 1, 2 & KR 10-2012-0100673 A	1-9
A	JP 2012-529268 A (インテジェンクス, インコーポレイテッド) 2012. 11. 22, 請求項 1, [0170][0221]図 70 & US 2011/0005932 A1 & EP 2438016 A & WO 2010/141921 A1 & KR 10-2012-0031218 A & CN 102803147 A	1-9
A	JP 2003-279534 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2003. 10. 02, 請求項 1, 4, 5, 6, 図 1 & US 2003/0199080 A1 & EP 1343011 A2 & DE 10210051 A	1-9
A	JP 7-84220 A (日本電信電話株式会社) 1995. 03. 31, 請求項 1, 図 1, 8 (ファミリーなし)	3
A	JP 2009-109232 A (学校法人常翔学園) 2009. 05. 21, 請求項 1, 図 7 (ファミリーなし)	7