

(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
2016年9月22日(22.09.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/147527 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 33/66 (2006.01) G01N 33/52 (2006.01)
G01N 21/78 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/000326
- (22) 国際出願日: 2016年1月22日(22.01.2016)
- (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 2015-056747 2015年3月19日(19.03.2015) JP
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2丁目4番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 森内 健行(MORIUCHI, Takeyuki); 〒4093853 山梨県中巨摩郡昭和町築地新居 1727番地の1 テルモ株式会社内 Yamanashi (JP). 佐藤 嘉哉(SATO, Hiroya); 〒4093853 山梨県中巨摩郡昭和町築地新居 1727番地の1 テルモ株式会社内 Yamanashi (JP). 滝浪 雅夫(TAKINAMI, Masao); 〒4093853 山梨県中巨摩郡昭和町築地新居 1727番地の1 テルモ株式会社内 Yamanashi (JP).
- (74) 代理人: 杉村 憲司(SUGIMURA, Kenji); 〒1000013 東京都千代田区霞が関三丁目2番1号 霞が関コモンゲート西館36階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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.
- (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, ST, 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,

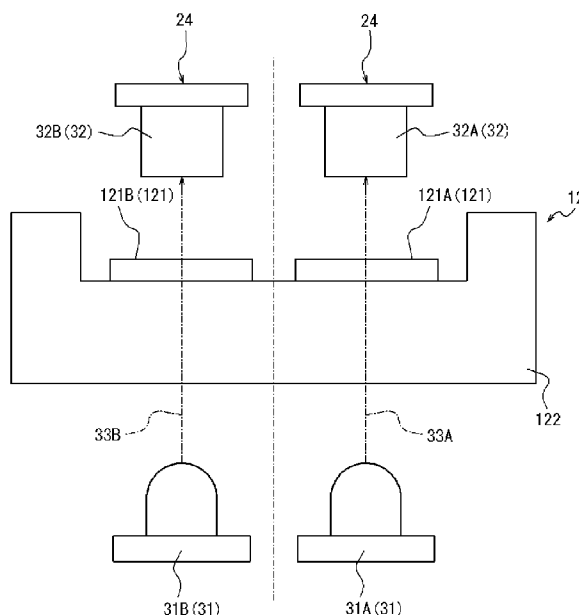
[続葉有]

(54) Title: COMPONENT MEASUREMENT DEVICE SET AND BODY FLUID MEASUREMENT CHIP

(54) 発明の名称: 成分測定装置セット及び体液測定チップ

[図2C]

FIG. 2C



(57) Abstract: A component measurement device set (1) for measuring a predetermined component in a body fluid, characterized by comprising: a body fluid measurement chip (12, 14) that has chromogenic reagents (121); irradiation units (31) that irradiate light on reaction products of the body fluid and the chromogenic reagents (121); light receiving units (32) that receive measurement light that has passed through the reaction products; and a processing unit (25) that processes signals obtained from the measurement light; wherein the body fluid measurement chip (12, 14) comprises a base member (122), and at least two chromogenic reagents (121) having molar absorption coefficients differing from one another are held in different locations on the base member (122).

(57) 要約: 体液中の所定成分を測定する成分測定装置セット(1)であって、発色試薬(121)を有する体液測定チップ(12、14)と、前記体液と前記発色試薬(121)との反応物に光を照射する照射部(31)と、前記反応物を透過した測定光を受光する受光部(32)と、前記測定光から得られる信号を処理する処理部(25)を備え、前記の体液測定チップ(12、14)は、ベース部材(122)を備え、前記ベース部材(122)の異なる位置に保持されたモル吸光係数が互いに異なる2種以上の発色試薬(121)であることを特徴とする。



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称 : 成分測定装置セット及び体液測定チップ

技術分野

[0001] 本発明は、成分測定装置セット及び体液測定チップに関する。

背景技術

[0002] 従来、血液や尿等の体液中の所定成分を測定する成分分析装置が広く普及している。測定原理として、発色試薬に体液を付着させて反応させ、発色度を光学的に測定する方式が広く採用されている（特許文献1参照）。

[0003] 近年では、糖尿病患者の増加に伴い、患者自身が血糖値を測定できる簡易型の血糖計が利用されている。このような簡易型の血糖計には、発色試薬を有する使い捨てタイプの体液測定チップが用いられる（特許文献2参照）。

[0004] この体液測定チップに関する発明では、例えば、特許文献3では、迅速な測定を可能にするため、体液が流入可能な流入口と、この流入口に連通する体液通路と、を有し、複数の突起を有する体液展開部に成分測定用の試薬を塗布し、この体液展開部よりも体液の流れ方向の下流側に測定部を設ける構成が開示されている（特許文献3参照）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特表平10-505676号公報

[0006] 特許文献2：特開2011-64596号公報

[0007] 特許文献3：国際公開第2014/049704号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 近年の市場ニーズとして、低血糖値から高血糖値までの広いレンジを精度よく測定することが課題となっている。

[0009] しかしながら、発色試薬は種類によりモル吸光係数が異なり、これにより1つの種類の発色試薬で精度よく測定できるレンジは限られている。上記の

先行技術文献で開示されている発明は、一つの体液測定チップに単一の発色試薬を保持する方式を前提としており、高血糖と低血糖を同一の体液測定チップでそれぞれ精度よく測定することまでは想定されていない。

[0010] また、血糖計に限らず、吸光度を利用した他の成分測定装置においても、同様の課題がある。

[0011] 本発明はこのような課題を考慮してなされたものであり、吸光度に基づく測定精度の変動を抑制可能な成分測定装置セット及び体液測定チップ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

[0012] 本発明の第1の態様としての成分測定装置セットは、体液中の所定成分を測定する成分測定装置セットであって、発色試薬を有する体液測定チップと、前記体液と前記発色試薬との反応物に光を照射する照射部と、前記反応物を透過した測定光を受光する受光部と、前記測定光から得られる信号を処理する処理部と、を備え、前記体液測定チップは、ベース部材を備え、前記発色試薬は、前記ベース部材の異なる位置に保持されたモル吸光係数が互いに異なる2種以上の発色試薬であることを特徴とするものである。

[0013] 本発明の第2の態様としての体液測定チップは、発色試薬を有する体液測定チップであって、ベース部材を備え、前記発色試薬は、前記ベース部材の異なる位置に保持された少なくとも2種以上のモル吸光係数が互いに異なる発色試薬であることを特徴とするものである。

発明の効果

[0014] 本発明によると、吸光度に基づく測定精度の変動を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明の一実施形態に係る血糖計セットを示す平面図である。

[図2A]図1に示す血糖計セットの血糖計及び血糖測定チップを別々に示す縦断面図である。

[図2B]図2Aに示す血糖計に血糖測定チップが装着された状態を示す縦断面

図である。

[図2C]図 1 に示す血糖計セットから照射部、受光部及び血糖測定チップを抜き出して背面側から見た図である。

[図3A]本発明の一実施形態に係る血糖測定チップの図である。

[図3B]図 3 A に示す血糖測定チップの変形例としての血糖測定チップを示す上面図である。

[図4]発色試薬の吸光度と血糖値の関係を例示するグラフである。

[図5A]図 1 に示す血糖計セットの処理部の処理方法を説明するフローチャートである。

[図5B]図 5 A に示す血糖計セットの処理部の処理方法の変形例を示すフローチャートである。

[図6]図 3 A に示す血糖測定チップの変形例としての血糖測定チップを示す図である。

[図7A]本発明の一実施形態としての血糖計セットを示す縦断面図である。

[図7B]図 1 に示す血糖計セットから照射部、受光部及び血糖測定チップを抜き出して背面側から見た図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本発明の実施形態を、図 1 ～図 7 を参照して説明する。なお、各図において共通の部材には、同一の符号を付している。

[0017] <実施形態 1>

図 1 は本発明の一実施形態に係る成分測定装置セットとしての血糖計セット 1 を示す。血糖計セット 1 は、成分測定装置としての血糖計 1 1 と体液測定チップとしての血糖測定チップ 1 2 と、を備えている。当該血糖測定チップ 1 2 は血糖計 1 1 の先端部に装着される。血糖計 1 1 は、測定結果や操作内容などを表示するディスプレイ 1 1 1 と、血糖計 1 1 の起動と終了を指示する電源ボタン 1 1 2 と、操作ボタン 1 1 3 と、血糖測定チップ 1 2 を取り外す取外レバー 1 1 4 と、を備えている。ディスプレイ 1 1 1 は、液晶または LED 等で構成される。

[0018] 図2Aは血糖計セット1の血糖計11の先端部及び血糖測定チップ12を別々に示す縦断面図である。血糖計11の先端部には、血糖測定チップ12を装着する装着孔23を区画する装着部22が設けられている。また、血糖計11の内部には、血糖測定チップ12に採取した体液（本実施形態では血液）の所定成分（本実施形態では血糖値）を測定するための光学測定部24を設ける。また、血糖計11は、測定光から得られる信号を処理し血糖値を算出する処理部25を備える。また、前記装着孔23に連通する開口に、取外レバー114と連動し血糖測定チップ12を取り外すイジェクトピン26を備える。以下、各構成について説明する。

[0019] 図2Bは、図2Aに示した血糖計11に血糖測定チップ12が装着された状態を示す断面図、すなわち血糖計セット1の先端部の断面図である。図2Cは、図2Bに示した血糖計セット1のうち、第1の照射部31A及び第2の照射部31Bと、第1の受光部32A及び第2の受光部32Bと、血糖測定チップ12と、を抜き出して背面側（図2Bの右側）から見た図である。図2Bに示すように、測定の際は、血糖測定チップ12が装着孔23に装着される。装着作業はユーザーにより手作業で行われる。図示はしないが、手作業より生ずる装着位置のバラツキを最小限にするために、好ましくは、血糖測定チップ12を装着孔23内の所定位置に固定するための適当なロック機構等を設置する。

[0020] 図2Cに示すように、光学測定部24は、照射部31と、受光部32と、を備える。より具体的には、本実施形態の光学測定部24は、後述する第1の発色試薬121Aと血液との反応物に光を照射する第1の照射部31Aと、後述する第2の発色試薬121Bと血液との反応物に光を照射する第2の照射部31Bと、当該第1の発色試薬121Aと血液との反応物を透過した光を測定光として受光する第1の受光部32Aと、当該第2の発色試薬121Bと血液との反応物を透過した光を測定光として受光する第2の受光部32Bと、を備えている。

[0021] 血糖計11の内部には、装着孔23と連通する第1の空間41と第2の空

間 4 2 とが形成されている。第 1 の照射部 3 1 A 及び第 2 の照射部 3 1 B は当該第 1 の空間 4 1 に、第 1 の受光部 3 2 A 及び第 2 の受光部 3 2 B は当該第 2 の空間 4 2 に、それぞれ配置されている。血糖測定チップ 1 2 が血糖計 1 1 に装着されていない状態では、当該第 1 の空間 4 1 と、当該第 2 の空間 4 2 とは、装着孔 2 3 を挟んで対向する（図 2 A 参照）。血糖測定チップ 1 2 が血糖計 1 1 に装着された状態では、当該第 1 の空間 4 1 と、当該第 2 の空間 4 2 とは、当該血糖測定チップ 1 2 の第 1 の発色試薬 1 2 1 A 及び第 2 の発色試薬 1 2 1 B が保持されている位置を挟んで対向する（図 2 B 参照）。

[0022] 図 2 C に示すように、血糖測定チップ 1 2 を装着孔 2 3 に装着した状態では、第 1 の照射部 3 1 A と第 1 の受光部 3 2 A とは、後述する第 1 の発色試薬 1 2 1 A を挟んで対向する。また、第 2 の照射部 3 1 B と第 2 の受光部 3 2 B とは、後述する第 2 の発色試薬 1 2 1 B を挟んで対向する。

[0023] 第 1 の受光部 3 2 A は、血糖測定チップ 1 2 を透過した第 1 の照射部 3 1 A からの照射光 3 3 A を損失なく受光できるように配置されるのが好ましい。また、第 2 の受光部 3 2 B は、血糖測定チップ 1 2 を透過した第 2 の照射部 3 1 B からの照射光 3 3 B を損失なく受光できるように配置されるのが好ましい。例えば、後述するように、血糖測定チップ 1 2 が平板状でありその底面が平面の場合は、第 1 の照射部 3 1 A は照射光 3 3 A が血糖測定チップ 1 2 の底面に垂直に照射できる位置に、第 2 の照射部 3 1 B は照射光 3 3 B が血糖測定チップ 1 2 の底面に垂直に照射できる位置に、それぞれ配置されるのが好ましい。

[0024] また、第 1 の照射部 3 1 A 及び第 2 の照射部 3 1 B それぞれは、第 1 の波長を有する光を発する第 1 の発光素子と、第 1 の波長と異なる第 2 の波長を有する光を発する第 2 の発光素子とを含む。ここで、第 1 の波長は、血糖量に応じた発色度合を測定するための波長であり、例えば 600～900 nm の波長帯にある。第 2 の波長は、血液中の赤血球濃度を測定するための波長であり、例えば 510～590 nm の波長帯にある。

- [0025] 本実施形態では、第1の照射部31Aに係る第1の発光素子及び第2の発光素子と、第2の照射部31Bに係る第1の発光素子及び第2の発光素子と、には発光ダイオード(LED)を用いるが、ハロゲンランプ、レーザー等であってもよい。また、第1の受光部32A及び第2の受光部32Bには、例えば、フォトダイオード(PD)を用いる。第1の受光部32A及び第2の受光部32Bは受光した光を所定の信号に変換できるものであればよく、CCD、CMOS等であってもよい。
- [0026] 図示はしないが、照射部としてハロゲンランプを用いる場合は、特定の波長のみを抽出するために分光フィルタを設けてもよい。また、低エネルギーの照射で有効に実施するために、集光レンズを備えてもよい。
- [0027] 処理部25は、測定光から得られる信号に基づいて体液中の所定成分の値としての血糖値を算出する算出部25Aと、測定光から得られる信号に基づいて血糖値が含まれる所定の範囲を予測する予測部25Bと、を含む。具体的な処理方法は後述する(図5Aまたは図5B参照)。
- [0028] 次に、血糖測定チップ12の実施形態について詳細を説明する。当該血糖測定チップ12は使い捨てタイプであり、測定の開始前に血糖計11に装着され、測定終了後は血糖計11から外される。
- [0029] 血糖測定チップ12は、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bと、ベース部材122と、を備える。
- [0030] 第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bは、血液と反応して発色する性質を有する。このような試薬としては、例えば、(i)グルコースオキシダーゼ(GOD)と(ii)ペルオキシダーゼ(POD)と(iii)1-(4-スルホフェニル)-2,3-ジメチル-4-アミノ-5-ピラゾロンと(iv)N-エチル-N-(2-ヒドロキシ-3-スルホプロピル)-3,5-ジメチルアニリン、ナトリウム塩、1水和物(MAOS)との混合試薬、あるいはグルコースデヒドロゲナーゼ(GDH)とテトラゾリウム塩及び電子メディエーターとの混合試薬などが挙げられる。また、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bは、塗布等により、前記ベ

ース部材 1 2 2 の上に設けられる。第 1 の発色試薬と第 2 の発色試薬の組み合わせ例として、第 1 の発色試薬に、グルコースデヒドロゲナーゼ (G D H) と臭化 3 - (4 , 5 - ジメチル - 2 - チアゾリル) - 2 , 5 - ジフェニル - 2 H - テトラゾリウム (M T T) と塩化コバルトと 1 - メトキシ - 5 - メチルフェナジニウムメチルサルフェイト (1 - メトキシ P M S) との混合試薬 (モル吸光係数 $\varepsilon = 20,000$ (M T T コバルトキレート $\lambda = 660\text{nm}$))、第 2 の発色試薬に、グルコースデヒドロゲナーゼ (G D H) と水溶性テトラゾリウム塩 (W S T - 4) と 1 - メトキシ - 5 - メチルフェナジニウムメチルサルフェイト (1 - メトキシ P M S) との混合試薬 (モル吸光係数 $\varepsilon = 12,000$ ($\lambda = 660\text{nm}$)) と、を用いることができる。

[0031] 図 3 A (a) は、本発明の一実施形態に係る血糖測定チップ 1 2 の上面図である。ベース部材 1 2 2 の異なる位置に、互いにモル吸光係数が異なる 2 種類の発色試薬 1 2 1 A、1 2 1 B が保持されている。本実施形態では、モル吸光係数が大きい方を第 1 の発色試薬 1 2 1 A と、小さい方を第 2 の発色試薬 1 2 1 B と、する。

[0032] 図 3 A (b) は、図 3 A (a) の D - D 断面図である。ベース部材 1 2 2 は中央に溝を区画し、溝底部に、第 1 の発色試薬 1 2 1 A と、第 2 の発色試薬 1 2 1 B と、を備える。また、この溝は、血液を運ぶ流路 1 2 4 としての機能を果たす。血糖測定チップ 1 2 の先端部には、流路 1 2 4 の一端となる供給部 1 2 3 が形成されており、供給部 1 2 3 から血液を供給することが可能である。当該供給部 1 2 3 に供給された血液は、区画された流路 1 2 4 により、途中でこぼれることなく第 1 の発色試薬 1 2 1 A 及び第 2 の発色試薬 1 2 1 B の保持位置まで正確に誘導される。ここで、流路 1 2 4 のうち、供給部 1 2 3 が形成された一端側を上流側と、第 1 の発色試薬 1 2 1 A 及び第 2 の発色試薬 1 2 1 B が保持される他端側を下流側と、する。

[0033] なお、ベース部材 1 2 2 の断面の形状及び寸法は、当該実施形態の形状に限られない。例えば、流路 1 2 4 としての溝の横断面が円弧であってもよい。また、ベース部材が、流路 1 2 4 を取り囲む断面形状を有していてもよく

、このような構成は底板部材とそのカバーとしての蓋部材と、から形成してもよい。また、血液を直接第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bに付着させる方法による場合は、流路124を区画しなくてもよく、供給部123を備えなくてもよい。

[0034] 発色試薬の配置は、本実施形態に限られない。図3Bは、図3Aに示した血糖測定チップ12の変形例としての血糖測定チップを示す上面図である。例えば、図3B(a)に示すように、第1の発色試薬121Aを上流側に、第2の発色試薬121Bを下流側に、配置してもよい。また、逆に、第1の発色試薬121Aを下流側に、第2の発色試薬121Bを上流側に、配置してもよい。また、図3B(b)に示すように、互いにモル吸光係数の異なる3種類以上の発色試薬を用い、上流側から下流側に向かって順に、第1の発色試薬121Aと、第2の発色試薬121Bと、この第2の発色試薬121Bよりモル吸光係数の小さい第3の発色試薬121Cと、を設置してもよい。

[0035] 図4に、上記の第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bの吸光度と血糖値との関係の一例をグラフで示す。横軸201は吸光度、縦軸202は血糖値である。血糖値は、単位体積当たりの血液に含まれるグルコースの質量のことで、単位にはmg/dLが使われる。図4に示すように、吸光度と血糖値との関係は一次関数（直線）で表すことができる。モル吸光係数の大きい第1の発色試薬121Aは、低血糖値でも吸光度が大きいため、直線の傾きが小さい（図4の符番「203」参照）。一方で、モル吸光係数の小さい第2の発色試薬121Bは、高血糖値でも吸光度が小さいため、直線の傾きが大きい（図4の符番「204」参照）。モル吸光係数の大きい発色試薬（本実施形態では第1の発色試薬121A）は低血糖値の測定範囲W1に、モル吸光係数の小さい発色試薬（本実施形態では第2の発色試薬121B）は高血糖値の測定範囲W2に、それぞれ適している。また、この関係式は後述する血糖値の算出過程で処理部25により検量線として用いられる。なお、本実施形態では、モル吸光係数の大きい第1の発色試薬において、

吸光度のしきい値以下である血糖値の範囲を低血糖値の測定範囲、吸光度がしきい値以上である血糖値の範囲を高血糖値の範囲とした。

[0036] ベース部材 1 2 2 の材質としては、光の透過のために透明性の素材を用いるのが好ましい。例えば、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリメチルメタクリレート（PMMA）、ポリスチレン（PS）、環状ポリオレフィン（COP）や環状オレフィンコポリマー（COC）、ポリカーボネード（PC）等の透明な有機樹脂材料；ガラス、石英等の透明性な無機材料；が挙げられる。

[0037] 以上が本実施形態に係る血糖計セット 1 の基本的な構成の詳細であり、以下では、測定方法を説明する。

[0038] 電源ボタン 1 1 2 を押下すると血糖計 1 1 が起動する。血糖測定チップ 1 2 を装着孔 2 3 に装着する。

[0039] 次に、図示はしないが、穿刺器具で患者の体の一部である例えば指先などを穿刺し、流出した少量の血液を供給部 1 2 3 から流路 1 2 4 を通じて第 1 の発色試薬 1 2 1 A と、第 2 の発色試薬 1 2 1 B と、に付着させる。

[0040] 反応が開始すると、血糖量に応じて発色体が生じそれにより発色する。発色度合は吸光度により測定できる。具体的には、第 1 の照射部 3 1 A は、第 1 の発光素子と、第 2 の発光素子と、から第 1 の発色試薬 1 2 1 A と血液との反応物に対して光を交互に照射する。また、第 2 の照射部 3 1 B は、第 1 の発光素子と、第 2 の発光素子と、から第 2 の発色試薬 1 2 1 B と血液との反応物に対して光を交互に照射する。そして、第 1 の受光部 3 2 A は、第 1 の発色試薬 1 2 1 A と血液との反応物を透過した透過光を測定光として受光する。また、第 2 の受光部 3 2 B は、第 2 の発色試薬 1 2 1 B と血液との反応物を透過した透過光を測定光として受光する。

[0041] 処理部 2 5 はこの透過光の強度に対応した大きさの信号に基づき吸光度を演算する。本実施形態では、血糖測定チップ 1 2 は二種類の発色試薬 1 2 1 A 及び B を備えているため、第 1 の発色試薬 1 2 1 A と血液との反応物に係る第 1 の吸光度と、第 2 の発色試薬 1 2 1 B と血液との反応物に係る第 2 の

吸光度と、の二種類の吸光度が得られる。処理部 25 は、この二種類の吸光度を使い、血糖値を算出する。以下、処理部 25 で行われる血糖値算出の処理方法を説明する。

[0042] 図 5 A は、処理部 25 の処理方法を説明するフローチャートである。第 1 の発色試薬 121 A 及び第 2 の発色試薬 121 B に血液を付着して反応させたのち（ステップ S1）、算出部 25 A は各反応物からの透過光の強度を基に吸光度を演算する（ステップ S2）。

[0043] 次に、予測部 25 B が、血糖値が属する範囲を予測する。本実施形態では、予測するための基準として、第 1 の発色試薬 121 A に係る第 1 の吸光度に、所定のしきい値を設定する（例えば 1.0）。この所定のしきい値は、あらかじめ血糖計 11 の記憶部に登録されている。

[0044] 予測部 25 B は、当該第 1 の吸光度が所定のしきい値未満かどうかを判定する（ステップ S3）。第 1 の吸光度が所定のしきい値未満の場合、血糖値が所定値より低い範囲に属すると予測する（図 4 の符番「205」参照）。一方で、当該値が所定のしきい値以上の場合、血糖値が所定値より低い範囲に属するものではない、すなわち、所定値以上の高い範囲に属すると予測する（図 4 の符番「206」参照）。

[0045] 上述したように、モル吸光係数の大きい第 1 の発色試薬 121 A は低血糖値の測定に適しており、モル吸光係数の小さい第 2 の発色試薬 121 B は高血糖値の測定に適している。従い、予測部 25 B が所定のしきい値未満と判断した場合、算出部 25 A は、第 1 の発色試薬 121 A に係る第 1 の吸光度に基づいて血糖値を算出する（ステップ S4）。一方で、予測部 25 B が所定のしきい値以上と判断した場合、算出部 25 A は、第 2 の発色試薬 121 B に係る第 2 の吸光度に基づいて血糖値を算出する（ステップ S5）。

[0046] 具体的な血糖値の算出方法を示す。第 1 の吸光度に基づいて血糖値を算出する場合（ステップ S4）、まず、第 1 の照射部 31 A に係る第 1 の発光素子から発せられた第 1 の波長を有する光の吸光度によって、第 1 の発色試薬 121 A と血液との反応で生じた発色度合を測定し、上述した吸光度と血糖

値との関係を示した検量線（図4参照）を参照して、血糖値を推定する。次に、第1の照射部31Aに係る第2の発光素子から発せられた第2の波長を有する光の吸光度によって、赤血球濃度を測定する。当該赤血球濃度から得られるヘマトクリット値を用いて前記血糖値を補正して、血糖値を算出する。

[0047] 一方、第2の吸光度に基づいて血糖値を算出する場合（ステップS5）、まず、第2の照射部31Bに係る第1の発光素子から発せられた第1の波長を有する光の吸光度によって、第2の発色試薬121Bと血液との反応で生じた発色度合を測定し、上述した吸光度と血糖値との関係を示した検量線（図4参照）を参照して、血糖値を推定する。次に、第2の照射部31Bに係る第2の発光素子から発せられた第2の波長を有する光の吸光度によって、赤血球濃度を測定する。当該赤血球濃度から得られるヘマトクリット値を用いて前記血糖値を補正して、血糖値を算出する。

[0048] 算出された最終結果としての血糖値は、ディスプレイ111に表示される（ステップS6）。

[0049] 図5Bに、処理部25が行う処理方法の変形例を示す。図5Bに示すように透過光の強度である透過量の基準値としての所定のしきい値を設けてもよい。すなわち、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bに血液を付着して反応させたのち（ステップS1）、受光部32A及び32Bは各反応物からの透過量を取得する（ステップS2）。予測部25Bは、第1の発色試薬121Aに係る第1の透過量が所定のしきい値未満かどうかを判定する（ステップS3）。当該第1の透過量が所定のしきい値未満の場合、算出部25Aは、第2の発色試薬121Bに係る第2の透過量に基づいて血糖値を算出する（ステップS4）。一方で、予測部25Bが所定のしきい値以上と判断した場合、算出部25Aは、第1の発色試薬121Aに係る第1の透過量に基づいて血糖値を算出する（ステップS5）。換言すれば、処理部25は、予測部が予測する範囲に基づいて前記所定成分の値を算出するものである。そして、最終結果としての血糖値がディスプレイ111に表示され

る（ステップS6）。

[0050] なお、本実施形態では、吸光度の基準値としての所定のしきい値を1.0としたが、別の値でもよく、好ましくは0.5～1.5、より好ましくは0.7～1.3の範囲に基準値を設けることでより良好な精度を確保することができる。また、第1の発色試薬121Aに係る第1の吸光度に基準を設けたが、第2の発色試薬121Bに係る第2の吸光度に基準を設けてもよい。また、透過量を予測に使用する場合、第2の発色試薬121Bに係る第2の透過量に基準を設けてもよい。さらに、第1の発色試薬121Aや第2の発色試薬121Bとは別の種類の発色試薬を更に設け、この発色試薬の吸光度、透過量に基準値を設定し、予測に使用してもよい。

[0051] また、演算された吸光度と基準値となる所定の吸光度（例えば1.0）との差の絶対値を比較し、もっとも小さい値を示した発色試薬の吸光度を血糖値の算出に使用するという方法でもよい。また、透過量を予測に使用する場合、取得した透過量と基準値となる所定の透過量（例えば150）との差の絶対値を比較し、もっとも小さい値を示した発色試薬の透過量を血糖値の算出に使用するという方法でもよい。これらの方法は、モル吸光係数の異なる発色試薬を3種類以上使用できる場合に特に有効である。

[0052] また、算出部25Aで、各吸光度に対するそれぞれの血糖値の算出を先に行い、予測部25Bの結果に基づいて最適な方を選択するという方法でもよい。この方法によると、算出部25Aが算出した血糖値そのものを予測に使用することも可能となる。

[0053] 測定終了後は、使用済みの血糖測定チップ12を血糖計11から外す。取外レバー114を引くと、血糖計11内で連動するイジェクトピン26が延在方向にスライドし血糖測定チップ12が外側に押し出される。最後に、電源ボタン112を押下すると血糖計11が停止する。

[0054] 以上説明したように、実施形態1によると、従来の単一発色試薬での測定では限界のあった低血糖値から高血糖値までの広いレンジの測定を一つの血糖測定チップで実現することが可能となる。また、これにより、繰り返し測

定における再現性の高い血糖計セットを提供できる。

[0055] 次に、血糖測定チップの変形例を説明する。図6（a）は、図3に示した血糖測定チップの変形例を示す上面図である。図6（b）は、図6（a）のE－E断面図である。

[0056] 血糖測定チップ12はベース部材122を有し、このベース部材122は、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bが設けられる平板状の底板部材131と、この底板部材の厚み方向に対して直行する幅方向の両端に両面テープ等により形成されたスペーサ部材132と、このスペーサ部材上132に架け渡された蓋部材133と、により実現される。

[0057] 底板部材131及び蓋部材133の材質としては、上述したベース部材122の材質と同様、光の透過のために透明性の素材を用いるのが好ましい。

[0058] また、血糖測定チップ12のベース部材122は、体液としての血液を供給する供給部としての供給口125と、当該供給口125から発色試薬の保持位置（図6では反応位置と同じ）まで連通する流路124と、を区画している。

[0059] この供給口125の部分には、底板部材131及び蓋部材133に、略半楕円形状の切り欠き部141が形成されている。これにより、血液を供給口125から流路124に引き込みやすくすることができる。

[0060] 供給口125及び流路124の断面の形状及び寸法には特に制限はないが、例えば、断面の形状が略四角形であって、血糖測定チップ12の断面の厚み方向の寸法が100 μ m以下とすることが好ましい。使用する血液の量を低減し、以下に記載する毛細管現象の効果を十分に得るためである。

[0061] 指先等から流出した少量の血液を供給口125に点着させる。血液は、毛細管現象により当該供給口125から流路124に吸引され、反応位置まで導かれる。そこで、血液が第1の発色試薬121Aと、第2の発色試薬121Bと、に付着し、それぞれの反応が開始する。毛細管現象により、血液をスムーズに流すことができ、その結果血液を迅速に反応位置まで誘導することができる。

[0062] 別の変形例として、ベース部材 1 2 2 は、第 1 の発色試薬 1 2 1 A が保持される位置と、第 2 の発色試薬 1 2 1 B が保持される位置と、の間に仕切り部 1 2 6 を備える。換言すれば、モル吸光係数が互いに異なる 2 種以上の発色試薬 1 2 1 A、1 2 1 B が保持された異なる位置の間に仕切り部を備えている。

[0063] この仕切り部 1 2 6 により、第 1 の発色試薬 1 2 1 A と血液との反応物と、第 2 の発色試薬 1 2 1 B と血液との反応物と、を物理的に隔てることができ、より精度の良い測定が可能となる。

[0064] また、図示しないが、発色試薬と血液との反応物を流路手段等で移動させ、反応位置とは別の位置で測定してもよい。

[0065] <実施形態 2>

別の実施形態として、測定光に反射光を用いる血糖計を備えた血糖計セットの例を示す。図 7 A は、本発明の一実施形態としての血糖計セット 2 を示す縦断面図である。また、図 7 B は、図 7 A に示す血糖計セットから照射部、受光部及び血糖測定チップを抜き出して背面側（図 7 A の右側）から見た図である。

[0066] 図 7 A に示すように、血糖計セット 2 は、血糖測定チップ 1 4 と、血糖計 1 3 と、を備える。それぞれ以下説明する。なお、血糖計セット 2 において、上述した血糖計セット 1 と同一の構成要素には同一の参照符号を付し、詳細な説明は省略する。

[0067] 先ず、血糖測定チップ 1 4 について説明する。血糖測定チップ 1 4 は、ベース部材 1 2 2 を有する。また、ベース部材 1 2 2 の内側に光を反射する反射部 1 2 7 としての反射膜を備えている点で、図 6 に示す血糖測定チップ 1 2 と異なる。

[0068] 光を反射させるためには、当該反射部 1 2 7 を着色させる必要がある。照射する波長を吸収せずに効率よく反射することができれば着色に制限はないが、白色が最も好ましい。素材には、ポリプロピレン（PP）、ポリエチレン（PE）、ポリスチレン（PS）、ポリカーボネート（PC）、アクリル

(PMMA)、ポリエチレンテレフタレート(PET)、環状ポリオレフィン(COP)や環状オレフィンコポリマー(COC)等の樹脂を使用し、必要に応じて酸化チタン、二酸化ケイ素、硫酸バリウム、アルミニウム、亜鉛、ニッケル、クロム等を真空蒸着やスパッタリング、またはめっき等の手段で処理して反射面を得る。または、酸化チタン、二酸化ケイ素、硫酸バリウム等を一定量、樹脂に含有させて反射面を得ても良い。なお、本実施形態の反射部127は、蓋部材133の内面のうち、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bと対向する位置に設けられている。

[0069] 次に、血糖計13について説明する。本実施形態に係る血糖計13は、光学測定部27の配置が、上述した実施形態1に係る血糖計11の光学測定部24の配置と異なる。また、光学測定部27を構成する受光部34は、反射部127で反射した光を受光する点で上述した受光部32A及びBと異なる。

[0070] 血糖計13の内部には空間43が一つ区画され、そこに第1の照射部31A及び第2の照射部31Bと、第1の受光部34A及び第2の受光部34Bと、が設置されている。なお、第2の受光部34Bは、図7Aには示されていないが、図7Aの紙面に垂直な方向で、第1の受光部34Aと重なる位置に配置されている。

[0071] 図7Bに示すように、血糖測定チップ14を血糖計13に装着した状態では、第1の照射部31A及び第2の照射部31Bと、第1の受光部34A及び第2の受光部34Bと、は血液測定チップ14の厚みの方向において、血液測定チップ14の一方側に配置されている。また、第1の照射部31Aと第1の受光部34Aとは、照射光33Aが、反応物を透過し、反射部127で反射し、第1の受光部34Aで受光できるような位置に配置されている。また、第2の照射部31Bと第2の受光部34Bとは、照射光33Bが、反応物を透過し、反射部127で反射し、第2の受光部34Bで受光できるような位置に配置されている。なお、第1の照射部31A及び第2の照射部31Bは、図7Bの紙面に垂直な方向で、それぞれ第1の受光部34A及び第

2の受光部34Bと重なる位置に配置されているため、図7Bでは第1の照射部31A及び第2の照射部31Bは点線で示した。

[0072] 以上が本実施形態に係る血糖計セット2の基本的な構成の詳細である。次に、測定方法を説明する。

[0073] 血糖計13に血糖測定チップ14を装着したのち、供給口125に血液を供給する。血液が第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bに到達して反応が開始する。反応物に照射された照射光33Aが、上述した反射部127にて反射し、測定光として第1の受光部34Aで受光される。また、照射光33Bが、上述した反射部127にて反射し、測定光として第2の受光部34Bで受光される。処理部25で血糖値を算出し、結果はディスプレイ111に表示される。処理部25の処理方法は、血糖計セット1で示した内容と同じである（図5Aまたは図5B参照）。

[0074] 以上説明したように、血糖計セット2においても、上述した血糖計セット1と同じ効果を奏する。

[0075] 上述した第1の実施形態及び第2の実施形態は一例であり、特許請求の範囲に記載した内容を逸脱しない範囲での変更が可能である。例えば、成分測定装置は、吸光度を使用した成分測定であれば、血糖計以外でもよい。すなわち、体液は血液以外でもよく（例えば、尿等）、所定成分は血糖値以外でもよく（例えば、タンパク、酵素等）。また、血液の供給に係る実施形態については、例えば、血糖計11側に血液の吸引吐出機構（図示しない）を設置し、当該吐出機構を使用して採血管等で事前に採取済みの血液を直接、第1の発色試薬121A及び第2の発色試薬121Bに吐出してもよい。

産業上の利用可能性

[0076] 本発明は、成分測定装置セット及び体液測定チップに関するものである。

符号の説明

[0077] 1：血糖計セット（成分測定装置セット）

11、13：血糖計（成分測定装置）

12、14：血糖測定チップ（体液測定チップ）

2 2 : 装着部
2 3 : 装着孔
2 4 : 光学測定部
2 5 : 処理部
2 5 A : 算出部
2 5 B : 予測部
2 6 : イジェクトピン
2 7 : 光学測定部
3 1 : 照射部
3 1 A : 第 1 の照射部
3 1 B : 第 2 の照射部
3 2 : 受光部
3 2 A : 第 1 の受光部
3 2 B : 第 2 の受光部
3 3 A : 第 1 照射部に係る照射光
3 3 B : 第 2 照射部に係る照射光
3 4 : 受光部
3 4 A : 第 1 の受光部
3 4 B : 第 2 の受光部
4 1 : 第 1 の空間
4 2 : 第 2 の空間
4 3 : 空間
1 1 1 : ディスプレー
1 1 2 : 電源ボタン
1 1 3 : 操作ボタン
1 1 4 : 取外レバー
1 2 1 : 発色試薬
1 2 1 A : 第 1 の発色試薬

1 2 1 B : 第 2 の発色試薬

1 2 1 C : 第 3 の発色試薬

1 2 2 : ベース部材

1 2 3 : 供給部

1 2 4 : 流路

1 2 5 : 供給口 (供給部)

1 2 6 : 仕切り部

1 2 7 : 反射部

1 3 1 : 底板部材

1 3 2 : スペーサ部材

1 3 3 : 蓋部材

1 4 1 : 切り欠き部

請求の範囲

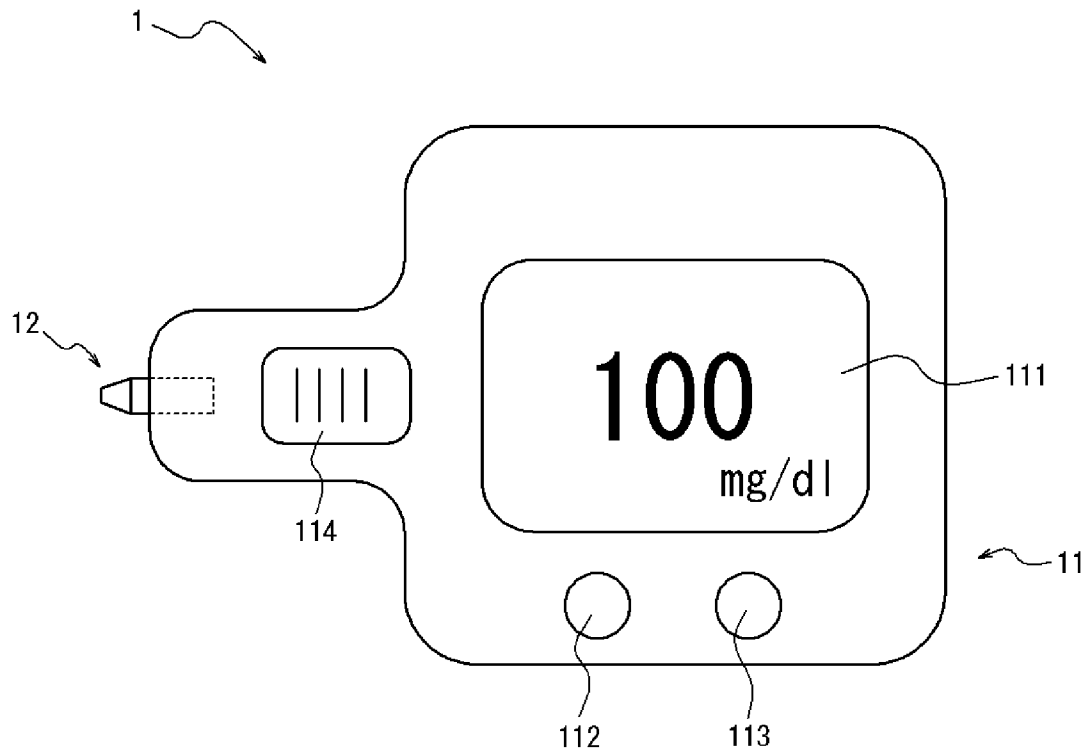
- [請求項1] 体液中の所定成分を測定する成分測定装置セットであって、
発色試薬を有する体液測定チップと、
前記体液と前記発色試薬との反応物に光を照射する照射部と、
前記反応物を透過した測定光を受光する受光部と、
前記測定光から得られる信号を処理する処理部と、
を備え、
前記体液測定チップは、
ベース部材を備え、
前記発色試薬は、前記ベース部材の異なる位置に保持されたモル吸光
係数が互いに異なる2種以上の発色試薬であることを特徴とする成分
測定装置セット。
- [請求項2] 前記ベース部材は、
前記異なる位置の間に仕切り部を備えたことを特徴とする請求項1に
記載の成分測定装置セット。
- [請求項3] 前記ベース部材は、
体液を供給する供給部と、
該供給部から前記発色試薬の保持位置まで連通する流路と、を区画し
ていることを特徴とする請求項1または2に記載の成分測定装置セッ
ト。
- [請求項4] 前記体液測定チップは、血糖測定チップであることを特徴とする請
求項1ないし3のいずれか一項に記載の成分測定装置セット。
- [請求項5] 前記処理部は、
前記測定光から得られる信号に基づいて前記所定成分の値を算出する
算出部を備えることを特徴とする請求項1ないし4のいずれか一項に
記載の成分測定装置セット。
- [請求項6] 前記処理部は、
前記測定光から得られる信号に基づいて前記所定成分の値が含まれる

所定の範囲を予測する予測部を備えることを特徴とする請求項5に記載の成分測定装置セット。

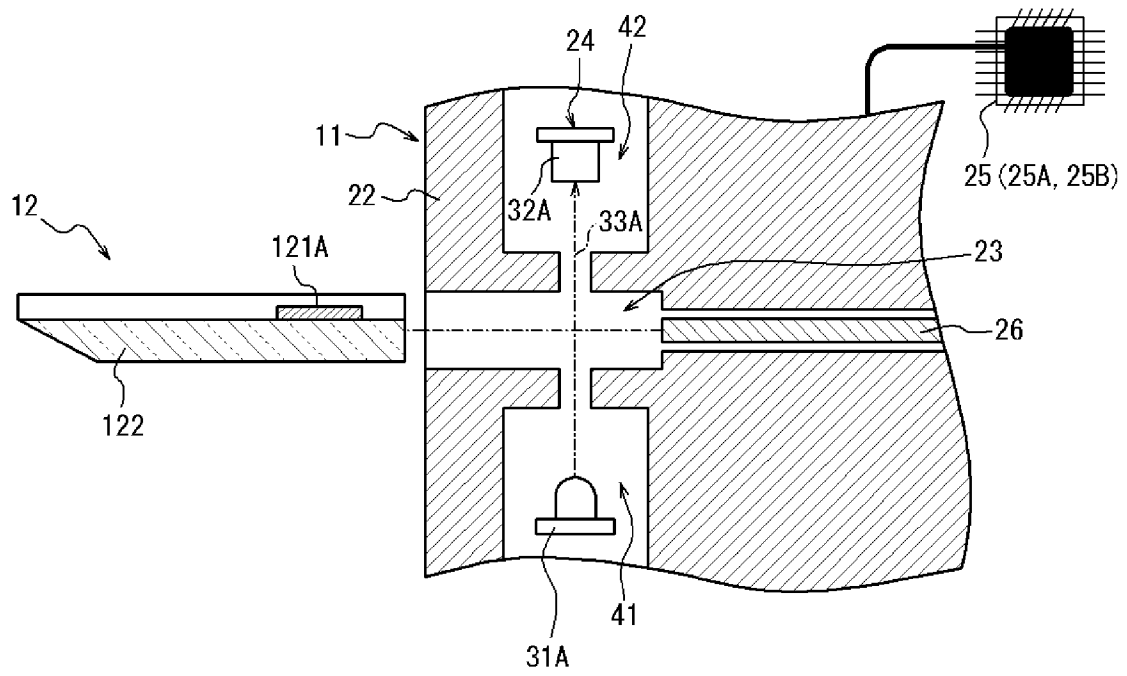
[請求項7] 前記算出部は、
前記予測部が予測する範囲に基づいて前記所定成分の値を算出することを特徴とする請求項6に記載の成分測定装置セット。

[請求項8] 発色試薬を有する体液測定チップであって、
ベース部材を備え、
前記発色試薬は、前記ベース部材の異なる位置に保持された少なくとも2種以上のモル吸光係数が互いに異なる発色試薬であることを特徴とする体液測定チップ。

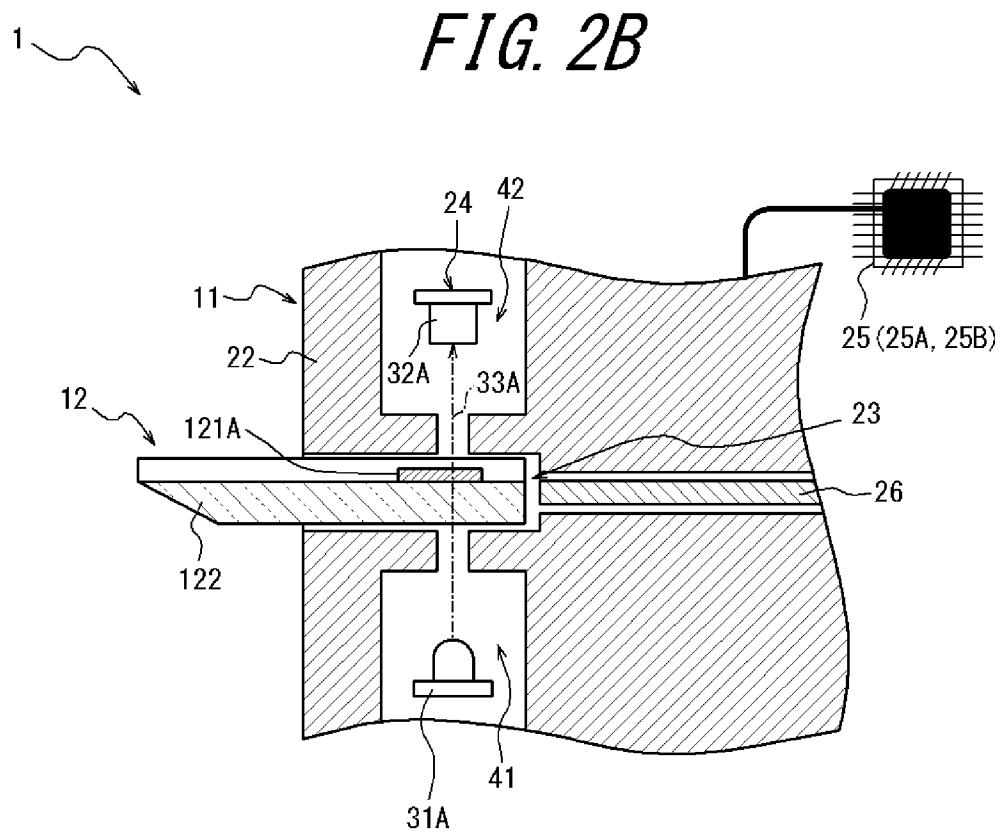
[図1]

FIG. 1

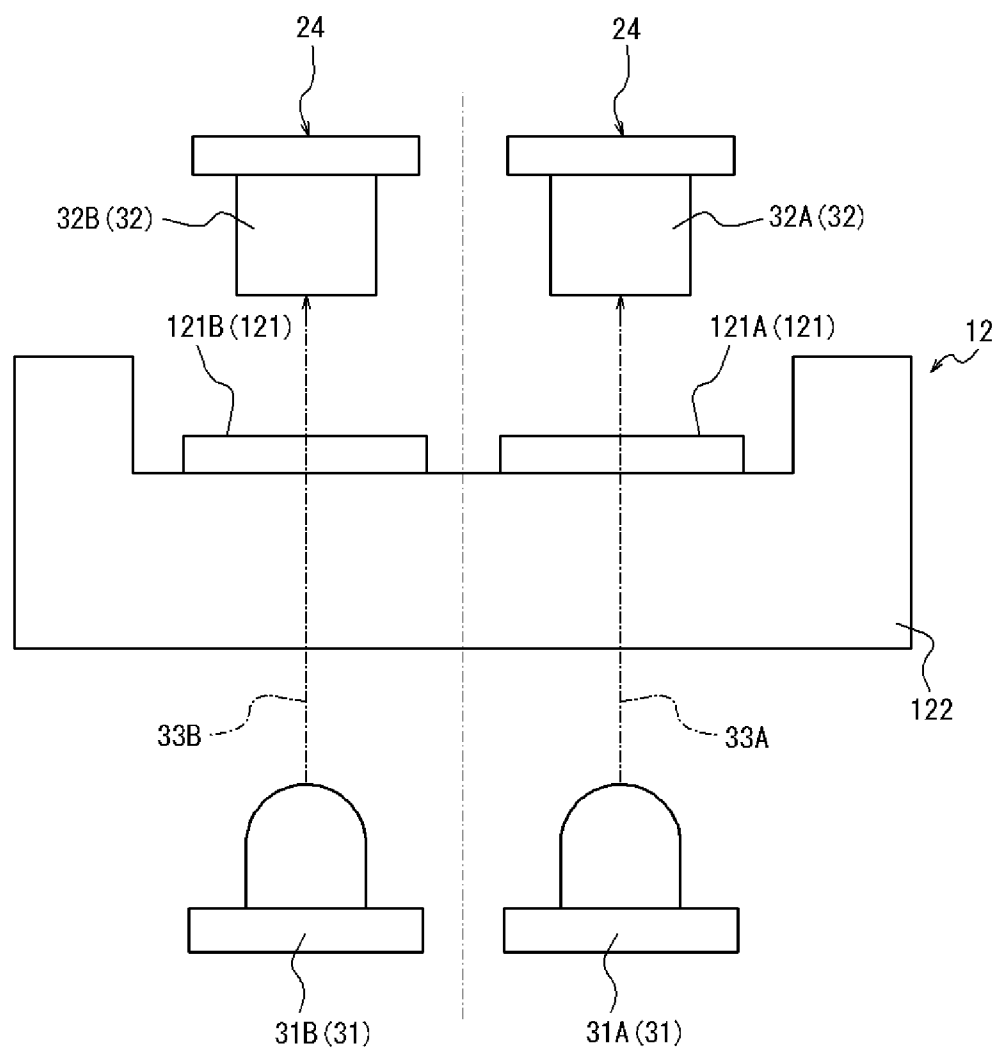
[図2A]

FIG. 2A

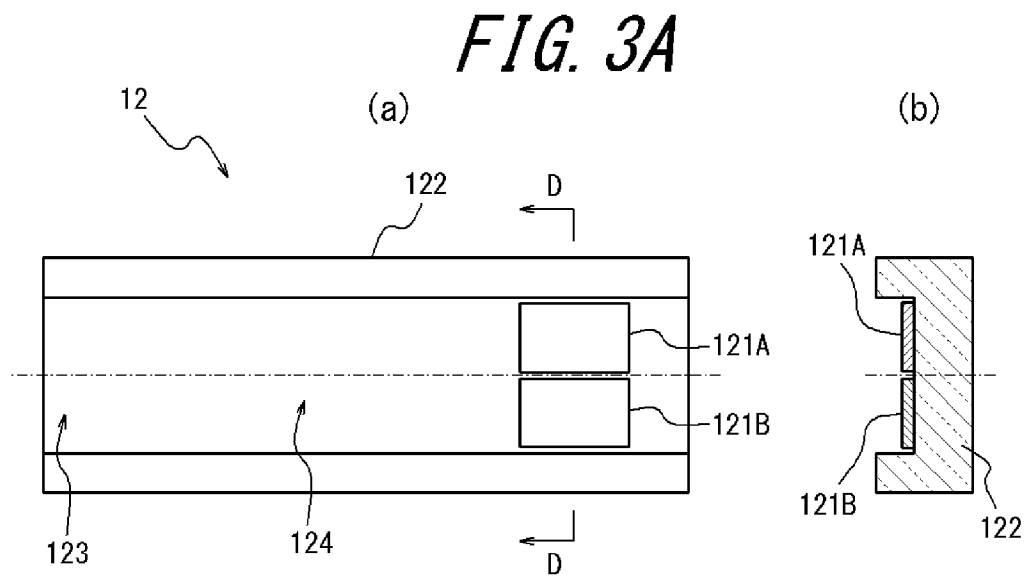
[図2B]



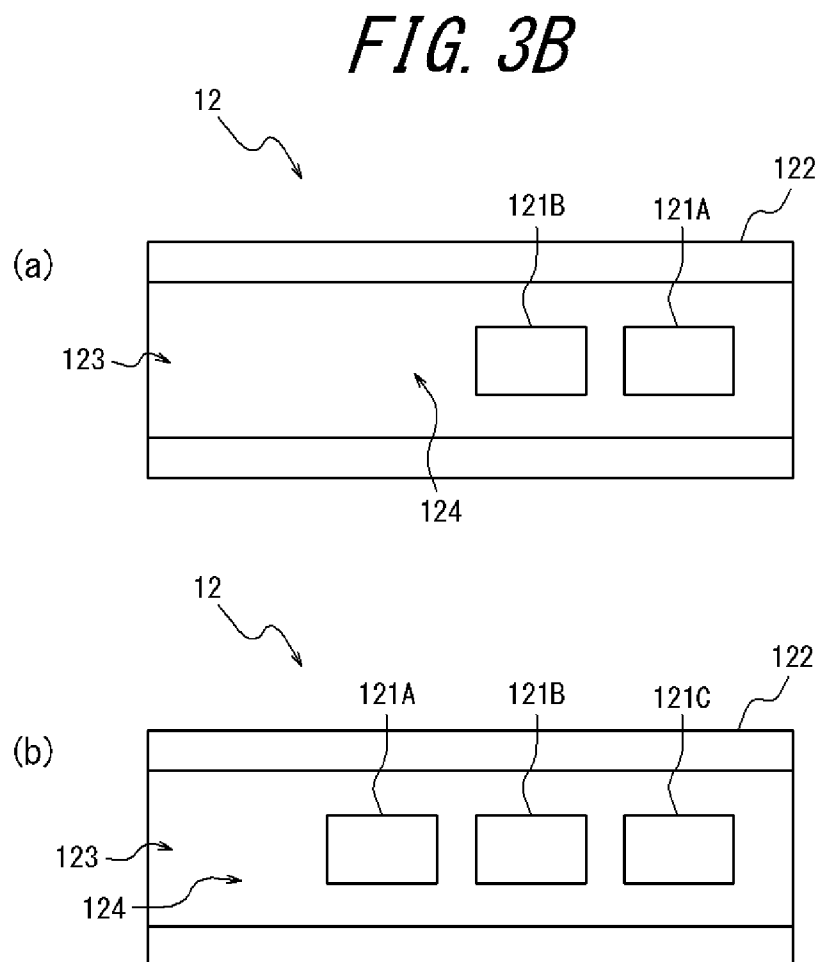
[図2C]

FIG. 2C

[図3A]

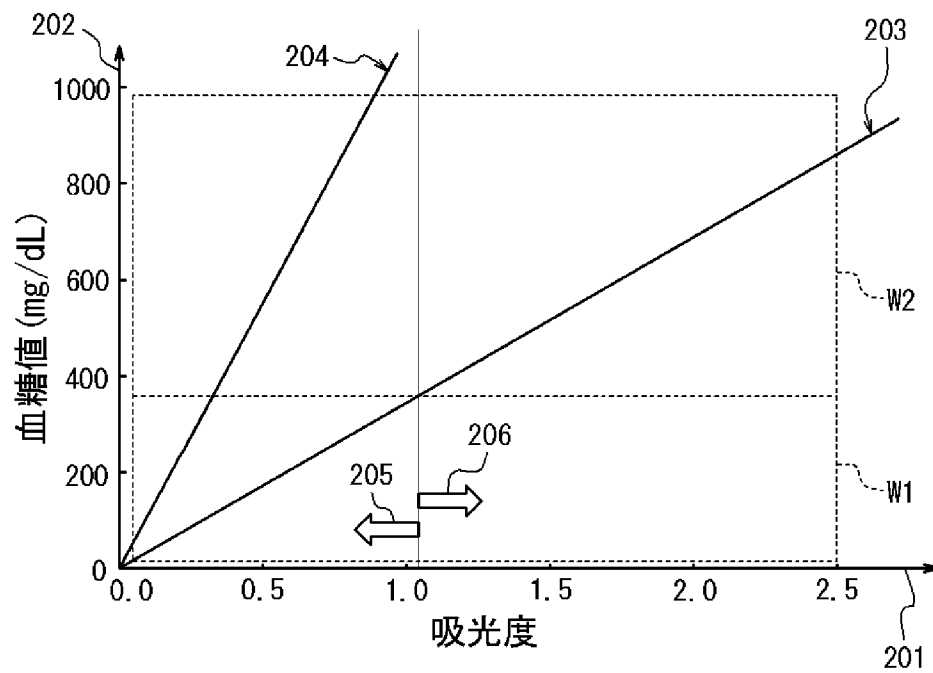


[図3B]



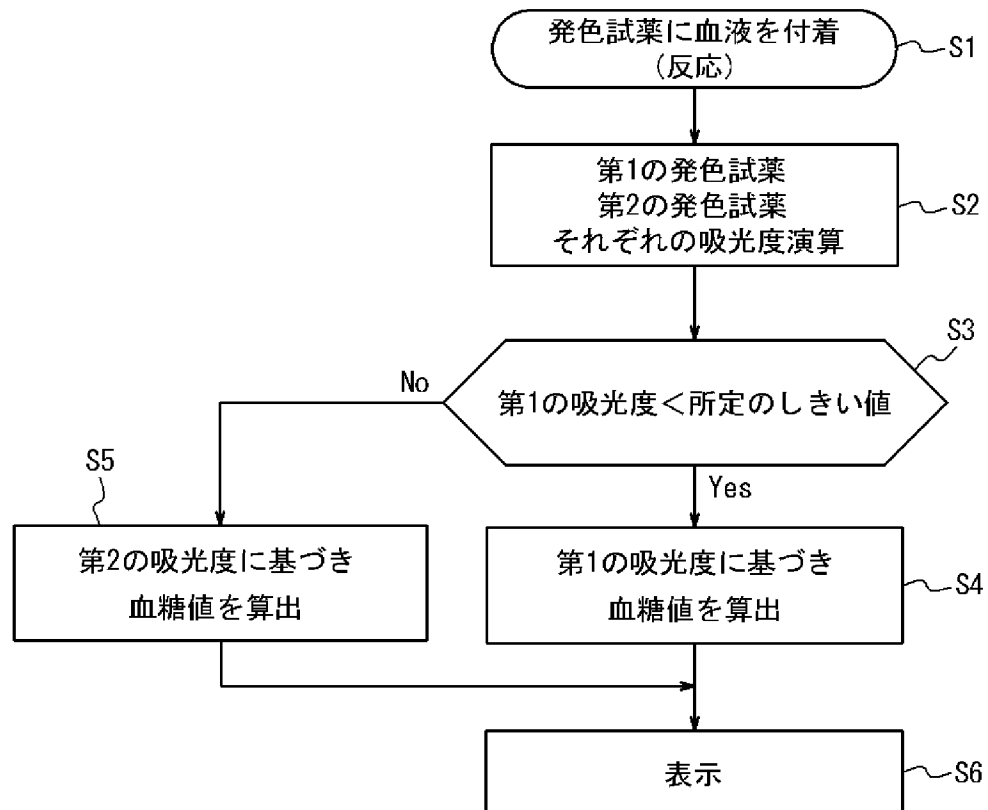
[図4]

FIG. 4



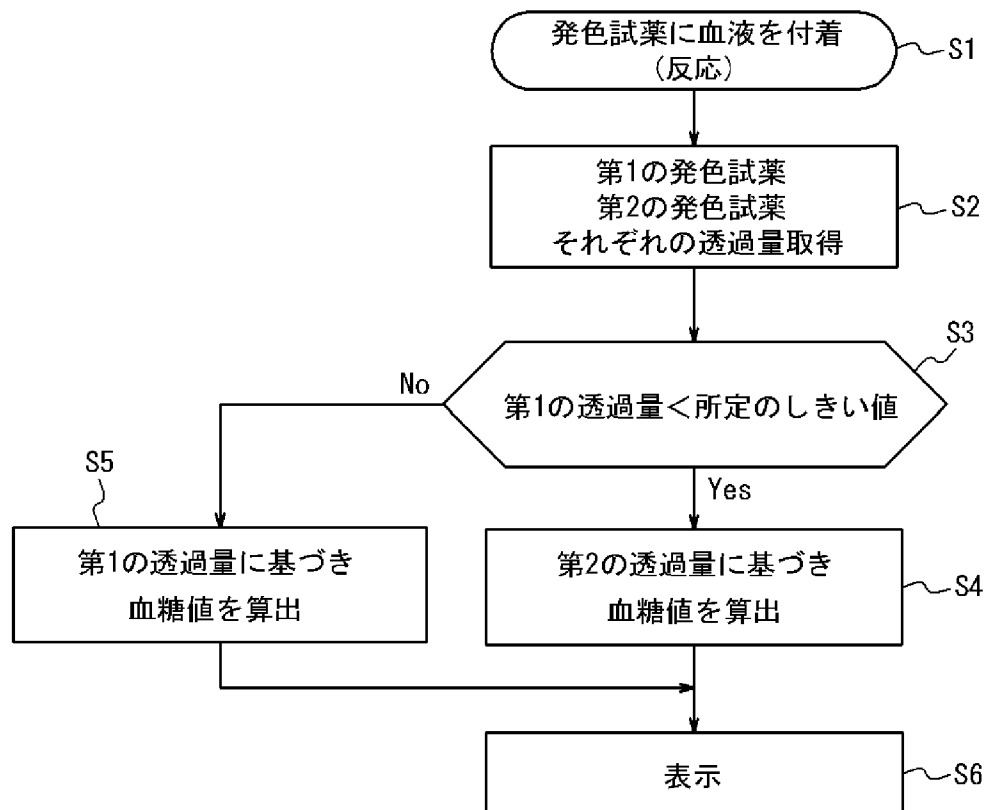
[図5A]

FIG. 5A



[図5B]

FIG. 5B



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/000326

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N33/66(2006.01)i, G01N21/78(2006.01)i, G01N33/52(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)

G01N33/66, G01N21/78, G01N33/52

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
X Y	JP 2-290541 A (Konica Corp.), 30 November 1990 (30.11.1990), page 2, upper left column, line 13 to lower right column, line 12; example 2 (Family: none)	1, 5, 8 2-4, 6-7
Y	JP 2010-185750 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 26 August 2010 (26.08.2010), paragraphs [0051] to [0056]; fig. 6 (Family: none)	2-3
Y	JP 2002-340911 A (Hitachi, Ltd.), 27 November 2002 (27.11.2002), paragraph [0017]; fig. 2 (Family: none)	2-3

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

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

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

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

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

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

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

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

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

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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 March 2016 (31.03.16)

Date of mailing of the international search report
12 April 2016 (12.04.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/000326

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-78433 A (Boehringer Mannheim GmbH), 24 March 1998 (24.03.1998), paragraphs [0024], [0052] to [0053] & US 5846837 A column 5, lines 13 to 14; column 11, line 41 to column 12, line 2 & EP 821233 A2	4
Y	JP 1-292224 A (Boehringer Mannheim Corp.), 24 November 1989 (24.11.1989), examples; page 6, lower left column, lines 2 to 6 & US 4871258 A examples; column 6, lines 25 to 29 & EP 339850 A2	4
Y	WO 2011/132525 A1 (Hitachi High-Technologies Corp.), 27 October 2011 (27.10.2011), claims & JP 2011-226909 A & US 2013/0046480 A1 claims & EP 2562547 A1	6-7
Y	JP 6-194313 A (JEOL Ltd.), 15 July 1994 (15.07.1994), paragraph [0017] (Family: none)	6-7
A	US 2012/0183442 A1 (Hans G. KLOEPFER), 19 July 2012 (19.07.2012), paragraphs [0084] to [0096]; fig. 1 to 7 & WO 2006/107666 A2 & EP 1866637 A2	1-8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. G01N33/66(2006.01)i, G01N21/78(2006.01)i, G01N33/52(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（IPC））

Int.Cl. G01N33/66, G01N21/78, G01N33/52

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
X Y	JP 2-290541 A（コニカ株式会社）1990.11.30, 第2頁左上欄第13行-右下欄第12行、実施例2（ファミリーなし）	1, 5, 8 2-4, 6-7
Y	JP 2010-185750 A（オムロンヘルスケア株式会社）2010.08.26, 段落0051-0056、図6（ファミリーなし）	2-3
Y	JP 2002-340911 A（株式会社日立製作所）2002.11.27, 段落0017、図2（ファミリーなし）	2-3

☒ 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

31.03.2016

国際調査報告の発送日

12.04.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

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）

赤坂 祐樹

2 J

3316

電話番号 03-3581-1101 内線 3252

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
Y	JP 10-78433 A (ベーリンガー マンハイム ゲーエムベーハー) 1998.03.24, 段落 0024、0052-0053 & US 5846837 A(第5欄第13-14 行、第11欄第41行-第12欄第2行) & EP 821233 A2	4
Y	JP 1-292224 A (ベーリンガー・マンハイム・コーポレーション) 1989.11.24, 実施例、第6頁左下欄第2-6行 & US 4871258 A(実施 例、第6欄第25-29行) & EP 339850 A2	4
Y	WO 2011/132525 A1 (株式会社日立ハイテクノロジーズ) 2011.10.27, 請求の範囲 & JP 2011-226909 A & US 2013/0046480 A1(請求の範囲) & EP 2562547 A1	6-7
Y	JP 6-194313 A (日本電子株式会社) 1994.07.15, 段落 0017 (ファミ リーなし)	6-7
A	US 2012/0183442 A1 (Hans G. KLOEPFER) 2012.07.19, 段落 0084-0096、図 1-7 & WO 2006/107666 A2 & EP 1866637 A2	1-8