

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 9 月 7 日(07.09.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/117699 A1

- (51) 国際特許分類:
G01N 33/48 (2006.01) *G01N 33/66* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/001224
- (22) 国際出願日: 2012 年 2 月 23 日(23.02.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-043480 2011 年 3 月 1 日(01.03.2011) JP
特願 2011-043482 2011 年 3 月 1 日(01.03.2011) JP
特願 2011-043483 2011 年 3 月 1 日(01.03.2011) 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 1 0 0 6 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): 松村 圭介 (MATSUMURA, Keisuke). 青野 益巳 (AONO, Masumi). 重松 薫 (SHIGEMATSU, Kaoru). 竹内 由樹 (TAKEUCHI, Yoshiki). 渡部 隆弘 (WATANABE, Takahiro).
- (74) 代理人: 内藤 浩樹, 外(NAITO, Hiroki et al.); 〒5718501 大阪府門真市大字門真 1 0 0 6 番地 パナソニック株式会社内 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, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

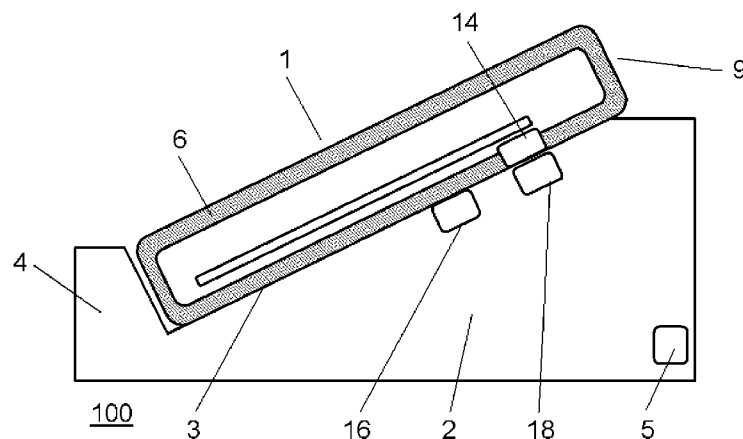
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BIOLOGICAL SAMPLE MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 生体試料測定装置

[図2]



(57) Abstract: A biological sample measurement device (100) comprising: a biological sample measuring instrument (1); and a temperature information supply instrument (2) that supplies temperature information about the measurement environment to the biological sample measuring instrument (1) and has a holding section (3) for the biological sample measuring instrument (100) on the upper surface thereof. The biological sample measuring instrument (1) has: a main body case (6); a measurement unit disposed inside the main body case (6); a control unit connected to the measurement unit; and a temperature information reception unit (14) connected to the control unit. A holding instrument (2) has: a temperature sensor (5); and a temperature information transmission unit (18) that connects to the temperature sensor (5) and transmits temperature information to the temperature information reception unit (14).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/117699 A1



生体試料測定装置（１００）であって、生体試料測定器（１）と、生体試料測定器（１）に、測定環境についての温度情報を供給するとともに、その上面に生体試料測定器（１００）の保持部（３）を有する温度情報供給器（２）とを備えている。生体試料測定器（１）は、本体ケース（６）と、本体ケース（６）内に設けられた測定部と、測定部に接続された制御部と、制御部に接続された温度情報受信部（１４）とを有している。保持器（２）は、温度センサ（５）と、温度センサ（５）に接続し、温度情報受信部（１４）に対して温度情報を送信する温度情報送信部（１８）とを有している。

明 細 書

発明の名称： 生体試料測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体試料測定器と、生体試料測定器に温度情報を供給する温度情報供給器とを備えた生体試料測定装置に関する。

背景技術

[0002] 従来の生体試料測定器について説明する。従来の生体試料測定器は、生体試料の測定を行う生体試料測定センサの装着部と、装着部に接続される測定部と、測定部に接続される制御部と、制御部に接続される温度センサとを有する構成である（例えば、特許文献1参照）。このような生体試料測定器の制御部は、測定部で測定した測定値を、温度センサで検出した温度によって補正する制御を行っている。

[0003] これは、生体試料測定センサにおける反応は、温度によって大きく変動するためである。

[0004] しかしながら、従来の生体試料測定器においては、温度センサを生体試料測定器の内部に配置していた。このため、生体試料測定器内に搭載されている部品（例えば制御部等の部品）の温度上昇により、温度センサの検出する温度が影響される場合がある。その結果、生体試料測定器の外側にある生体試料測定センサの反応部の環境温度とは異なる温度によって測定値を補正してしまうことがあり、その場合には、測定値がばらついてしまう。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：国際公開第2005／000114号

発明の概要

[0006] 本発明は、上述した課題に鑑みてなされたものであり、測定値のばらつきを抑制するものである。

[0007] 本発明の生体試料測定装置は、生体試料測定器と、生体試料測定器に、測

定環境についての温度情報を供給するとともに、その上面に生体試料測定器の保持部を有する温度情報供給器とを備えている。生体試料測定器は、本体ケースと、本体ケース内に設けられた測定部と、測定部に接続された制御部と、制御部に接続された温度情報受信部とを有している。温度情報供給器は、温度センサと、温度センサに接続し、温度情報受信部に対して温度情報を送信する温度情報送信部とを有している。

[0008] 本発明の生体試料測定器は、本体ケースと、本体ケース内に設けられた測定部と、測定部に接続された制御部と、制御部に接続され、温度情報供給器から測定環境についての温度情報を受信する温度情報受信部とを備えている。

[0009] 本発明の温度情報供給器は、第1の温度センサと、第1の温度センサに接続し、温度情報受信部に対して測定環境についての温度情報を送信する温度情報送信部とを備えている。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]図1は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定装置の構成を示す斜視図である。

[図2]図2は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定装置の断面構成を示す図である。

[図3]図3は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定器の構成を示す斜視図である。

[図4]図4は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定器の機能ブロック図である。

[図5]図5は、本発明の第1の実施の形態における温度情報供給器（保持器）の機能ブロック図である。

[図6]図6は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定装置の使用状態の一例を説明するための図である。

[図7]図7は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定装置の動作フローを示すフローチャートである。

[図8A]図 8 A は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定器の表示部に表示される画面の一例を示す図である。

[図8B]図 8 B は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定器の表示部に表示される画面の一例を示す図である。

[図9]図 9 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器の構成を示す斜視図である。

[図10]図 1 0 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器および生体試料測定器の使用環境を示す図である。

[図11]図 1 1 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器の構成を示す斜視図である。

[図12]図 1 2 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器の構成を示す斜視図である。

[図13]図 1 3 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器の機能ブロック図である。

[図14]図 1 4 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器の機能ブロック図である。

[図15]図 1 5 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定装置の動作フローを示すフローチャートである。

[図16A]図 1 6 A は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器の表示部に表示される画面の一例を示す図である。

[図16B]図 1 6 B は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器の表示部に表示される画面の一例を示す図である。

[図17]図 1 7 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定装置の構成を示す斜視図である。

[図18]図 1 8 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定装置の断面構成を示す図である。

[図19]図 1 9 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定器の構成を示す斜視図である。

[図20]図20は、本発明の第3の実施の形態における生体試料測定器の機能ブロック図である。

[図21]図21は、本発明の第3の実施の形態における温度情報供給器の機能ブロック図である。

[図22]図22は、本発明の第3の実施の形態における生体試料測定装置の動作フローを示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。なお、本発明はこれらの実施の形態に限定されるものではない。

[0012] (第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定装置100の構成を示す斜視図である。図2は、同生体試料測定装置100の断面構成を示す図である。図3は、本発明の第1の実施の形態における生体試料測定器1の構成を示す斜視図である。

[0013] 図1に示したように、生体試料測定装置100は、例えば血液から血糖値を測定する生体試料測定器（以下、単に測定器とも記す）1、および、測定器1に対して温度情報を供給する温度情報供給器を兼ねる保持器2を備えている。

[0014] 測定器1は、例えば、病院における病室間の移動時等には、保持器2の上面に設けられた保持部3に保持される。

[0015] 保持部3は、図1および図2に示すように、先端から後端（紙面に向かって右側から左側）に向けて、下方に傾斜する面を有している。この傾斜の下端部分には、保持部3の傾斜面に当接する測定器1を受け止めるストッパ4が設けられている。

[0016] 保持器2は、その底部近傍の外周部分に温度センサ5を有している。すなわち、本実施の形態において、温度センサ5（第1の温度センサ）は、測定器1の外部に設けられている。

[0017] また、図3に示したように、測定器1は、板状の本体ケース6を有してい

る。本体ケース 6 の先端部には、薄板状の血糖値センサ 7（生体試料測定センサの一例）の接続端子 8 を挿入するためのセンサ装着部 9 が設けられている。本体ケース 6 の上面には、血糖値を表示するための表示部 10 が設けられている。

[0018] 測定者は、血糖値センサ 7 の接続端子 8 をセンサ装着部 9 に装着し、その状態で、血糖値センサ 7 の先端側の点着部 11 に血液を点着する。これにより、そのときの血糖値が、本体ケース 6 に内蔵される測定部 12 によって測定される。

[0019] 図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定器 1 の機能ブロック図である。

[0020] 図 4 に示したように、センサ装着部 9 は測定部 12 に接続されている。測定部 12 は制御部 13 に接続されている。また、制御部 13 には、血糖値の表示を行う表示部 10、保持器 2 から温度情報を受け取る温度情報受信部 14、および、電源 15 が接続されている。

[0021] さらに、制御部 13 には、測定者、患者、および、センサを収納するボトル（図示せず）それぞれのバーコード ID（個別識別情報であり、以下 ID と記す）を読み取るバーコード読取部 64 が接続されている。

[0022] 図 5 は、本発明の第 1 の実施の形態における温度情報供給器（保持器）2 の機能ブロック図である。

[0023] 保持器 2 の保持部 3 に測定器 1 が保持されたことを検出する保持検出部 16 は、制御部 17 に接続されている。また、制御部 17 には、保持器 2 の外周部に配置した温度センサ 5（図 1 参照）、温度センサ 5 が検出した検出温度を測定器 1 の温度情報受信部 14 に送る温度情報送信部 18、および、電源 19 が接続されている。

[0024] 図 2 に戻って説明を続けると、図 2 に示した保持状態では、測定器 1 のセンサ装着部 9 とは反対側の端部がストッパ 4 に当接して位置決めされる。このとき、保持器 2 の保持部 3 表面に設けられた保持検出部 16 が測定器 1 によって押される。

- [0025] これにより、保持器 2 の制御部 17 は、測定器 1 が保持部 3 に保持されていることを検出することができる。なお、保持検出部 16 は、一般的な接触型のスイッチで構成することが可能である。
- [0026] 測定器 1 の下面には、金属端子形状の温度情報受信部 14 が設けられている。一方、保持部 3 の上面には、金属板バネ形状の温度情報送信部 18 が設けられている。測定器 1 が保持部 3 に保持されたときには、温度情報送信部 18 と温度情報受信部 14 とが当接し、機械的および電氣的に接続される。
- [0027] 以上述べた構成において、以下、生体試料測定装置 100 の動作について、病院の病室で使用される状態を例として説明する。
- [0028] 図 6 は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定装置 100 の使用状態の一例を説明するための図である。
- [0029] 図 6 は、病院の病室を示している。病室内に患者 A～F が紙面の左右に 3 人ずつカーテンに仕切られて待機しているものとする。そして、測定者（例えば看護師）が、ワゴン 20 上に測定器 1 と保持器 2 とを乗せて、病室の中央部分に運び込んだ状態が示されている。
- [0030] この状態から、測定者が、患者 A～F の血糖値を、測定器 1 を用いて順番に測定する場合について説明する。
- [0031] このような病院においては、測定記録を残すため、例えば、患者 ID および生体試料センサ ID 等の測定関連情報を、測定毎に収集する。
- [0032] 以下、患者 A に対する血糖値の測定を例として具体的に説明する。
- [0033] 図 7 は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定装置 100 の動作フローを示すフローチャートである。また、図 8 A および図 8 B は、本発明の第 1 の実施の形態における生体試料測定器 1 の表示部 10 に表示される画面の一例を示す図である。
- [0034] 病院業務における血糖値の測定においては、例えば、測定者 ID、患者 ID およびセンサを収納したボトル ID 等の測定関連情報を、測定毎に収集する。この収集を行うために、測定者は、測定器 1 を保持器 2 から取り上げて持ち、測定器 1 のバーコード読取部 64 を用いて、測定者 ID、患者 ID お

よびボトル I Dを読み取る（S 1）。

[0035] このとき、測定器 1 に内蔵された部品（例えば、バーコード読取部 6 4、制御部 1 3 または表示部 1 0 等の部品）が動作する。これにより、測定器 1 内に温度上昇が起こる。しかしながら、測定器 1 は、保持器 2 から取り上げられた状態で使用されているので、この測定器 1 の内部の温度上昇が、保持器 2 の温度センサ 5 に影響することはない。つまり、保持器 2 の温度センサ 5 は、測定環境である病室内の温度を検出することができる。

[0036] 次に、測定者は、患者 A の血糖値を測定するために、血糖値センサ 7 の接続端子 8 をセンサ装着部 9 に装着する。そうすると、測定器 1 の制御部 1 3 に電源 1 5 から電源が供給される。このとき、表示部 1 0 には、図 8 A に示したように、「測定器を置き台に置いてください（室内温度を取得します）」とのメッセージが表示される（S 2）。

[0037] このメッセージを読んだ測定者は、測定器 1 を保持器 2 に戻す。そして、穿刺具（図示せず）を用いて、患者 A の指を穿刺する。そして、図 3 に示すように、血液をわずかに流出させる。

[0038] 一方、このとき、保持器 2 は、保持検出部 1 6 によって、測定器 1 が保持部 3 に保持されたことを検出する。保持検出部 1 6 は、この保持情報を制御部 1 7 に通知する（S 3）。なお、保持器 2 には電源スイッチ（図示せず）が設けられており、あらかじめ電源スイッチがオンにされ、電源 1 9 から制御部 1 7 に電源が供給された状態となっているものとする。

[0039] 保持情報を通知された制御部 1 7 は、温度センサ 5 を用いて病室内の温度を検出する。制御部 1 7 は、検出された温度を、温度情報送信部 1 8 を介して測定器 1 に送信する。測定器 1 の制御部 1 3 は、送信された検出温度を、温度情報受信部 1 4 を介して取得する。そして、例えば、図 8 B に示すように、表示部 1 0 に「室内温度を取得しました、23.5℃」とのメッセージを表示する（S 4）。

[0040] この、測定器 1 の制御部 1 3 が保持器 2 から検出温度を受け取る動作は、患者 A の穿刺作業中に実施される。

- [0041] 次に、穿刺作業を終えた測定者は、測定器 1 の表示部 10 の表示を見て取得された病室の温度を確認する。そして、測定者は、測定器 1 を保持器 2 から取りはずし、血糖値センサ 7 の先端側の点着部 11 に血液を点着する（S5）。そうすると、患者 A の血糖値が、測定部 12 によって測定される（S6）。
- [0042] その後、制御部 13 は、測定部 12 で測定した測定値を、保持器 2 の温度センサ 5 で検出した検出温度（測定環境温度）によって補正する（S7）。なお、測定値の検出温度による補正についての説明は、省略する。
- [0043] このとき、本実施の形態においては、測定器 1 の外に設けられた保持器 2 の温度センサ 5 による検出温度を補正に使用することとなる。
- [0044] この点を詳細に説明する。血糖値センサ 7 における血糖値測定の反応は、図 3 に示すように、点着部 11 において行われる。つまり、反応は、測定器 1 外の測定環境温度で行われる。そして、この反応は温度によって大きく変動するので、測定値を測定環境温度によって補正する必要がある。
- [0045] 従来は、温度センサ 5 を測定器 1 の内部に配置していた。このため、測定器 1 内に搭載されている部品（例えば、バーコード読取部 64、制御部 13 および表示部 10 等の部品）の温度上昇により、温度センサ 5 の検出する温度が影響される場合がある。その結果、測定器 1 の外側にある血糖値センサ 7 の点着部 11 の環境温度とは異なる温度によって測定値を補正してしまうことがあり、測定値がばらついてしまう。
- [0046] また、温度センサ 5 で検出した温度と、測定器 1 に内蔵される部品（例えば、バーコード読取部 64、制御部 13 および表示部等 10）の温度上昇を用いて、測定器 1 の外にある点着部 11 の測定環境温度を推定する方法もある。しかしながら、やはり、点着部 11 の測定環境温度とは異なる温度によって測定値を補正してしまうことがあり、測定値がばらつくことがあった。
- [0047] これに対して、本実施の形態においては、上述したように、温度センサ 5 を、測定器 1 とは別に設けられた保持器 2 の外周部に配置している。このため、温度センサ 5 によって、測定器 1 の外の温度、つまり、血糖値測定の反

応が実施される点着部 11 の環境温度に対応する温度（測定環境温度）を実測して検出することができる。そして、この実測した測定環境温度により、制御部 13 が患者 A の血糖値の補正を行う。

[0048] これにより、点着部 11 の測定環境に対応した温度情報を用いて補正を行うことができるので、測定値のばらつきを抑制することができる。

[0049] そして、補正された血糖値を、制御部 13 が表示部 10 に表示して、患者 A の測定が終了する（S8）。

[0050] また、上述したように、図 7 のステップ S1～S8 においては、測定器 1 が測定環境温度を取得するときに、測定器 1 を保持器 2 の保持部 3 に乗せればよい。このため、測定器 1 と保持器 2 とが接触する時間を短くすることができ、測定器 1 内部の熱が温度センサ 5 に伝わりにくい。

[0051] さらに、本実施の形態において、温度センサ 5 は、保持器 2 の底部近傍の外周部に配置されている。すなわち、温度センサ 5 を、保持器 2 の保持部 3 に乗せた状態の測定器 1 とはできるだけ遠い位置に配置している。このため、測定器 1 を保持器 2 の保持部 3 に乗せても、測定器 1 内部の熱が温度センサ 5 に伝わりにくい。

[0052] その後、測定者は、順次、患者 B～F に対して、上述した図 7 のステップ S1 からステップ S8 までの各ステップを実行し、血糖値の測定を連続して行う。このような連続測定を行うと、測定器 1 に内蔵される部品（例えば、バーコード読取部 64、制御部 13 および表示部 10 等）への通電による温度上昇が積算されて大きくなる。さらに、連続測定時には、測定者によって測定器 1 が頻繁に把持される。このため、測定者の手の熱が測定器 1 内部にまで伝わり、測定器 1 の内部温度を上昇させる。

[0053] しかしながら、本実施の形態においては、上述したように、温度センサ 5 を、測定器 1 とは別に設けた保持器 2 の外周部に配置している。このため、このような病院業務における連続測定時にも、保持器 2 の温度センサ 5 によって、点着部 11 の測定環境温度に対応する温度を実測して検出することができる。その結果、点着部 11 の測定環境に対応した温度情報を用いて補正

を行うことが出来るので、測定値のばらつきを抑制することができる。

[0054] なお、上述の連続測定時においても、測定者が保持器 2 を把持することはないので、測定者の手の熱が保持器 2 に伝わることはない。

[0055] なお、測定器 1 の外周面に温度センサ 5 を設け、測定場所の外気を測定することも考えられる。しかしながら、そうすると、測定者の手が温度センサ 5 に触れる可能性があり、必ずしも適切な温度を測定することができない。

[0056] (第 2 の実施の形態)

次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。

[0057] 第 2 の実施の形態においては、病院の個室毎の測定業務に適した構成を説明する。生体試料測定装置 200 は、生体試料測定器 22 と、一または複数の温度情報供給器 21 とを備えている。

[0058] 図 9 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器 21 の構成を示す斜視図である。図 10 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器 21 および生体試料測定器 22 の使用環境を示す図である。

[0059] 本実施の形態においては、図 9 に示すような温度情報供給器 21 を、図 10 に示したように、病院の個室 RA～RC 毎に配置して使用する。

[0060] 図 11 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器 22 の構成を示す斜視図である。

[0061] 図 11 において、生体試料測定器（以下、単に測定器とも記す）22 は、例えば血液から血糖値を測定する。測定器 22 は、例えば病院における病室間の移動時等には、保持器 23 の上面に設けられた保持部 24 に保持される。

[0062] 保持部 24 は、図 11 に示したように、先端から後端（紙面に向かって右側から左側）に向けて、下方に傾斜する面を有している。この傾斜の下端部分には、保持部 24 の傾斜面に当接する測定器 22 を受け止めるストッパ 25 が設けられている。

[0063] 図 12 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器 22 の構成を示す斜視図である。

[0064] 図 1 2 に示したように、測定器 2 2 は、板状の本体ケース 2 6 を有している。本体ケース 2 6 の先端部には、薄板状の血糖値センサ 2 7 の接続端子 2 8 を挿入するためのセンサ装着部 2 9 が設けられている。本体ケース 2 6 の上面には、血糖値を表示するための表示部 3 0 と、温度情報供給器 2 1 から温度情報を取得するためのトリガーが入力される温度取得ボタン 3 1 とが設けられている。

[0065] さらに、本体ケース 2 6 の先端部には、温度情報供給器 2 1 からの温度情報を受け取るために、電波または光による通信を行う温度情報受信部 3 2 が設けられている。本実施の形態においては、温度情報受信部 3 2 は、一般的な赤外線通信を温度情報供給器 2 1 の温度情報送信部 4 0 と行うものとする。

[0066] 測定者は、血糖値センサ 2 7 の接続端子 2 8 をセンサ装着部 2 9 に装着し、その状態で、血糖値センサ 2 7 の先端側の点着部 3 3 に血液を点着する。これにより、そのときの血糖値が、本体ケース 2 6 に内蔵される測定部 3 4 によって測定される。

[0067] 図 1 3 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器 2 2 の機能ブロック図である。

[0068] 図 1 3 に示したように、センサ装着部 2 9 は測定部 3 4 に接続されている。測定部 3 4 は制御部 3 5 に接続されている。また、制御部 3 5 には、血糖値の表示を行う表示部 3 0、温度取得ボタン 3 1、温度情報受信部 3 2、および、電源 3 6 が接続されている。

[0069] 図 9 に戻って、温度情報供給器 2 1 の構成について説明する。温度情報供給器 2 1 は、多面体形状の本体ケース 3 7 を有している。本体ケース 3 7 の外周部には、温度情報供給器 2 1 の外部温度を取得する温度センサ 3 8 が配置されている。また、本体ケース 3 7 の後端側（図 9 の左側）上部には、温度センサ 3 8 で取得した温度情報を表示する表示部 3 9 が設けられている。

[0070] さらに、本体ケース 3 7 の後端側には、測定器 2 2 の温度情報受信部 3 2 に対して、電波または光の通信を行う温度情報送信部 4 0 が設けられている。

。本実施の形態においては、温度情報送信部 40 は一般的な赤外線通信を測定器 22 の温度情報受信部 32 と行う構成である。

[0071] 本体ケース 37 の前端側（図 9 の右側）には、接続部 41 を介して電源プラグ 42 が接続されている。電源プラグ 42 を一般のコンセント（例えば AC 100V）に差し込むことにより、温度情報供給器 21 に電源が供給される。

[0072] 図 14 は、本発明の第 2 の実施の形態における温度情報供給器 21 の機能ブロック図である。

[0073] 図 14 に示したように、測定器 22 に温度情報を送信する温度情報送信部 40 は制御部 43 に接続されている。制御部 43 には、表示部 39、温度センサ 38、および電源プラグ 42 が接続されている。

[0074] 以上述べた構成において、以下、生体試料測定器 22 および温度情報供給器 21 の動作について、病院で使用される状態を例として説明する。

[0075] 図 10 は、病院の病室を示している。病室の個室 RA～RC 内に患者 A1～C1 がそれぞれ待機しているものとする。そして、測定者は、患者 A1～C1 の血糖値を順番に測定すべく、ワゴン 44 上に測定器 22 および保持器 23 を乗せてきた状態であるとする。

[0076] 個室 RA～RC の各個室では、温度情報供給器 21 の電源プラグ 42 が、例えば個室 RA～RC それぞれのベッドの壁に用意されているコンセントに予め差し込まれている。温度情報供給器 21 は、壁に取り付けられた状態で通電状態となっている。この状態において、温度情報供給器 21 の制御部 43 は、本体ケース 37 の外周部に設けられた温度センサ 38 を用いて、個室 RA～RC 内の室内温度を定期的に検出している。また、この検出された温度が、制御部 43 により表示部 39 に表示されている。

[0077] この状態において、患者 A1 に対する血糖値の測定を例として説明する。

[0078] 図 15 は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定装置 200 の動作フローを示すフローチャートである。また、図 16A および図 16B は、本発明の第 2 の実施の形態における生体試料測定器 22 の表示部 30 に表

示される画面の一例を示す図である。

[0079] まず、測定者は、ワゴン 44 を押して、患者 A 1 の個室 R A に入る。

[0080] 次に、測定者は、測定器 22 を保持器 23 から取り出して、図 12 に示したように、血糖値センサ 27 の接続端子 28 をセンサ装着部 29 に装着する。これにより、測定器 22 の制御部 35 に電源 36 から電源が供給されて、表示部 30 には、図 16 A に示したような、「室内温度を取得してください」とのメッセージが表示される (S 101)。

[0081] このメッセージを読んだ測定者は、測定器 22 先端部の温度情報受信部 32 を、ベッドの壁に取り付けられた温度情報供給器 21 の温度情報送信部 40 に向けて、測定器 22 の温度取得ボタン 31 (図 12 参照) を押す (S 102)。

[0082] これにより、温度情報受信部 32 から温度情報送信部 40 に向けて、温度取得要求が送信される。温度情報供給器 21 の制御部 43 は、温度情報送信部 40 を介してこの温度取得要求を受け取る。制御部 43 は、温度センサ 38 を用いて個室 R A 内の室内温度を検出して、表示部 39 に表示する。

[0083] また、制御部 43 は、個室 R A での検出温度 (室内温度、すなわち測定環境温度) の温度情報を、温度情報送信部 40 から、測定器 22 の温度情報受信部 32 に向けて送信する。測定器 22 側では、制御部 35 が温度情報受信部 32 を介して温度情報を受け取り、例えば、図 16 B に示したように、表示部 30 に「室内温度を取得しました、23.5℃」と表示する (S 103)。

[0084] 測定者は、この表示と、温度情報供給器 21 の表示部 39 に表示された温度とを見て、室内温度が正しく取得できたか否かの確認を行うことができる。

[0085] その後、測定者は、穿刺具 (図示せず) を取り出して、患者 A 1 の指を穿刺し血液を表出させる。そして、測定者は、図 12 に示したように、血糖値センサ 27 の先端側の点着部 33 に血液を点着する (S 104)。これにより、患者 A 1 の血糖値が、測定部 34 によって測定される (S 105)。

- [0086] その後、測定部 34 で測定した測定値を、制御部 35 が温度情報供給器 21 の温度センサ 38 で検出した検出温度（測定環境温度）によって補正する（S106）。
- [0087] このように、本実施の形態においても、測定器 22 とは別に設けられた温度情報供給器 21 の温度センサ 38 による検出温度を、測定値の補正に使用している。
- [0088] この点を詳細に説明する。血糖値センサ 27 における血糖値測定の反応は、図 12 に示すように、点着部 33 において行われる。つまり、反応は、測定器 22 外の測定環境温度（室内温度）で行われる。そして、この反応は温度によって大きく変動するので、測定値を測定環境温度によって補正する必要がある。
- [0089] 補正に用いる測定環境温度は、温度センサ 38 により取得する。
- [0090] 従来は、温度センサ 38 を測定器 22 の内部に配置していた。このため、測定器 22 内に搭載されている部品（例えば、制御部 35、表示部 30 等の部品）の温度上昇により、温度センサ 38 の検出する温度が影響される場合がある。その結果、測定器 22 の外側にある血糖値センサ 27 の点着部 33 の環境温度とは異なる温度によって測定値を補正してしまうことがあり、その場合には、測定値がばらついてしまう。
- [0091] また、温度センサ 38 で検出した温度と、測定器 22 に内蔵される部品（例えば、制御部 35 および表示部 30 等）の温度上昇を用いて、測定器 22 の外にある点着部 33 の測定環境温度を推定する方法もある。しかしながら、やはり、点着部 33 の測定環境温度とは異なる温度によって測定値を補正してしまうことがあり、測定値がばらつくことがあった。
- [0092] これに対して、本実施の形態においては、上述したように、温度センサ 38 を、測定器 22 とは別に設けられた温度情報供給器 21 の外周部に配置している。このため、温度センサ 38 によって、測定器 22 の外の温度、つまり、血糖値測定の反応が実施される点着部 33 の測定環境温度（室内温度）を実測して検出することができる。そして、この実測した環境温度により、

制御部 35 が患者 A1 の血糖値の補正を行う。

[0093] これにより、点着部 33 の測定環境に対応した温度情報を用いて補正を行うことが出来るので、測定値のばらつきを抑制することができる。

[0094] そして、補正した血糖値を、制御部 35 が表示部 30 に表示して、患者 A1 の測定が終了する (S107)。

[0095] その後、測定者は、ワゴン 44 を押して、図 10 に示すように、順次、患者 B1 ~ C1 の個室 R B ~ R C を訪れて測定を行う。

[0096] このとき、個室 R A ~ R C 毎にエアコンの調整がなされることがある。例えば、個室 R A では、指定された温度よりも高めに室内温度が設定され、一方、個室 R B では指定された温度よりも低めに室内温度が設定されることがある。このため、個室 R A の室内温度と個室 R B の室内温度との間には、数度の温度差が発生することがある。

[0097] このような場合においても、本実施の形態においては、個室 R A ~ R C に、あらかじめ温度情報供給器 21 を通電状態で配置しておくので、正確な室内温度を検出することができる。

[0098] 測定者は、個室 R A から個室 R B に移動した後に、上述したように、血糖値センサ 27 の接続端子 28 をセンサ装着部 29 に装着し、その状態で、血糖値センサ 27 の先端側の点着部 33 に血液を点着して血糖値の測定を行う。このときに使用される血糖値センサ 27 は、図 12 に示すように、薄板状をしている。このため、個室 R A から個室 R B に移動したときに、両個室間にたとえ数度の温度差があったとしても、薄板状の血糖値センサ 27 は、体積に対して表面積が大きいので、すぐに移動先の個室 R B の室内温度と同じ温度になる。

[0099] その後、温度情報供給器 21 の外周部に配置した温度センサ 38 によって個室 R B の室内温度、つまり、点着部 33 の測定環境温度に対応する温度を実測して検出する。そして、この実測した測定環境温度を用いて、測定器 22 が患者 B1 の血糖値の補正を行う。これにより、測定値のばらつきを抑制することができる。

[0100] なお、測定器 2 2 の外周面に温度センサ 3 8 を設けて、測定場所の外気を測定することも考えられる。しかしながら、そうすると、測定者の手が温度センサ 3 8 に触れる可能性があり、必ずしも適切な温度を測定することができない。

[0101] また、本実施の形態においては、温度情報送信部 4 0 が一般的な赤外線通信を行う構成としたが、これを電波通信で行う構成としてもよい。電波通信を用いる場合には、送受信距離を短くすることで隣室の温度情報が混信しないようにすることができる。

[0102] (第 3 の実施の形態)

次に、本発明の第 3 の実施の形態について説明する。

[0103] 図 1 7 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定装置 3 0 0 の構成を示す斜視図である。図 1 8 は、同生体試料測定装置 3 0 0 の断面構成を示す図である。図 1 9 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定器 1 a の構成を示す斜視図である。

[0104] 図 1 7 に示したように、生体試料測定装置 3 0 0 は、生体試料測定器（測定器とも記す）1 a と、温度情報供給器（保持器とも記す）2 a とを有している。

[0105] 本実施の形態の生体試料測定装置 3 0 0 は、病院における緊急測定にも対応するものである。例えば病院において、緊急搬送された患者に対して、測定器 1 a を緊急的に持ち出して、保持器 2 a とは離れた場所で測定を行う必要がある。このような緊急測定時には、測定器 1 a が保持器 2 a の温度センサ 5 a（第 1 の温度センサ、図 1 8 参照）から温度情報を取得できない場合が発生する。

[0106] このため、本実施の形態においては、測定器 1 a 内にも温度センサ 5 1（第 2 の温度センサ）を設けている。また、保持器 2 a は、測定器 1 a に送風する送風機 5 7（図 1 8 参照）を有している。

[0107] 緊急測定時には、測定器 1 a は、その内部に設けた温度センサ 5 1 から温度情報を取得して、測定値の補正を行う。そして、緊急測定後に、測

定者が測定器 1 a を保持器 2 a に保持させると、保持器 2 a の送風機 5 7 が、測定器 1 a の温度センサ 5 1 を室内温度にまで冷却する。

[0108] これにより、再び緊急測定の必要が生じた場合にも、測定器 1 a は、温度センサ 5 1 から正確な温度情報（室内温度、すなわち測定環境温度）を取得できるので、測定値のばらつきを抑制することができる。

[0109] 以下、詳細に説明する。

[0110] 図 1 7 および図 1 8 において、測定器 1 a は、例えば血液から血糖値を測定する。測定器 1 a は、測定時以外、例えば病室間の移動時等には、図 1 8 に示したように、保持器 2 a に着脱自在に保持されている。

[0111] 図 1 9 に示すように、測定器 1 a は、図 1 9 に示すように、板状の本体ケース 4 5 を有している。本体ケース 4 5 の先端部には、薄板状の血糖値センサ（生体試料測定センサの一例） 4 6 の端子部 4 7 を挿入するための開口部 4 8 が設けられている。また、本体ケース 4 5 の上面には、血糖値を表示するための表示部 4 9 が設けられている。

[0112] 測定者は、血糖値センサ 4 6 の端子部 4 7 を開口部 4 8 に挿入した状態で、血糖値センサ 4 6 の先端部の検出部（図示せず）に血液を付着させれば、そのときの血糖値が、本体ケース 4 5 に内蔵される測定部 5 0（図 2 0 参照）によって測定される。

[0113] 図 2 0 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定器 1 a の機能ブロック図である。

[0114] 図 2 0 に示したように、制御部 5 2 には、通信部 5 3、測定部 5 0、表示部 4 9 および温度センサ 5 1 が接続されている。

[0115] 前述のように、病院においては、例えば緊急搬送された患者に対して、保持器 2 a から測定器 1 a のみを緊急的に持ち出して測定することがある。

[0116] このような緊急測定時には、保持器 2 a から温度を取得するのではなく、本体ケース 4 5 内で開口部 4 8 近傍に設けられた温度センサ 5 1（図 1 8 参照）によって温度情報が取得される。

[0117] 具体的には、測定者が緊急測定ボタン（図示せず）を押すと、制御部 5 2

が温度センサ 5 1 から温度情報を取得し、この温度情報によって測定値の補正を行う。そして、この補正された血糖値が表示部 4 9 に表示される。

[0118] なお、この緊急測定時には血糖値だけを測定できればよいので、この測定器 1 a のバーコード読取部（図示せず）を用いての測定関連情報の収集、すなわち測定者 I D、患者 I D、またはボトル I D 等の読み取りは行わなくてもよい。

[0119] 緊急測定が終わった後には、測定者は、測定器 1 a を保持器 2 a の場所まで持ち帰り、図 1 8 に示すように、測定器 1 a を保持器 2 a に保持させる。保持器 2 a は、図 1 7 および図 1 8 に示すように、その上面に一端から他端（紙面に向かって右側から左側）に向けて、下方に傾斜した保持部 5 4 が設けられている。また、傾斜下端側には、保持部 5 4 の傾斜面に当接する測定器 1 a を受け止めるストッパ 5 5 が設けられている。

[0120] 図 1 8 に示したように、測定器 1 a の開口部 4 8 側は、ストッパ 5 5 に当接して位置決めされる。この状態で上方の送風口 5 6 から送風して、測定器 1 a の本体ケース 4 5 の開口部 4 8 側、つまり、本体ケース 4 5 内の温度センサ 5 1 が設けられている側の冷却を行うと共に、開口部 4 8 を介して本体ケース 4 5 内部の冷却を行うことができる。

[0121] 保持器 2 a には、送風機 5 7 が設けられている。また、この送風機 5 7 と送風口 5 6 とは、風路 5 8 によって連結されている。風路 5 8 内には、OH ラジカル、または、活性酸素を発生させる殺菌装置 5 9 が配置されている。

[0122] 図 1 9 に示したように、血糖値の測定が完了し、開口部 4 8 から血糖値センサ 4 6 が抜き取られた本体ケース 4 5 が、図 1 8 に示したように、保持器 2 a の保持部 5 4 に保持された状態を想定する。この状態においては、風路 5 8 および送風口 5 6 を介して、測定器 1 a は、送風機 5 7 から送風される風（測定場所である室内の空気、あるいは室外の空気）によって冷却される。これにより、温度センサ 5 1 による検出温度は、測定場所の温度と近似する値を示す。よって、上述した制御部 5 2 において行われる温度補正が適切に行われることとなる。

[0123] 図 2 1 は、本発明の第 3 の実施の形態における保持器 2 a の機能ブロック図である。

[0124] 図 2 1 に示したように、送風機 5 7 および殺菌装置 5 9 は、制御部 6 0 (第 2 の制御部) に接続されている。また、制御部 6 0 は、測定場所の温度 (測定環境温度) を検出する温度センサ 5 a、保持器 2 a の保持部 5 4 に測定器 1 a が装着されたことを検出する装着検出部 6 1、測定器 1 a の通信部 5 3 と赤外線通信をする通信部 6 2、および電源 6 3 と接続されている。

[0125] 以上述べた構成において、図 1 9 に示したように、血糖値の測定が完了し、開口部 4 8 から血糖値センサ 4 6 が抜き取られた本体ケース 4 5 を、図 1 8 に示したように、保持器 2 a の保持部 5 4 に保持させた場合を想定する。

[0126] 図 2 2 は、本発明の第 3 の実施の形態における生体試料測定装置 3 0 0 の動作フローを示すフローチャートである。

[0127] 上述した状態においては、装着検出部 6 1 によって測定器 1 a の装着が検出される (S 2 0 1)。

[0128] これにより、保持器 2 a の制御部 6 0 によって、送風機 5 7 と殺菌装置 5 9 とが駆動される (S 2 0 2)。これにより、送風機 5 7 から風路 5 8、送風口 5 6 を介して本体ケース 4 5 の開口部 4 8 部分に送風が開始されて、開口部 4 8 部分から冷却が開始される。

[0129] 同時に、殺菌装置 5 9 で発生した O H ラジカルまたは活性酸素によって、開口部 4 8 近傍の殺菌が行われる。開口部 4 8 近傍の冷却を行っているときには、制御部 6 0 には、測定器 1 a の温度センサ 5 1 からの検出温度の温度情報が通信部 5 3、通信部 6 2 を介して供給されている。さらに、保持器 2 a の温度センサ 5 a からの検出温度も制御部 6 0 に供給される (S 2 0 3, S 2 0 4)。

[0130] 保持器 2 a の制御部 6 0 は、測定器 1 a の温度センサ 5 1 によって検出した検出温度と、保持器 2 a の温度センサ 5 a によって検出した検出温度とを比較する。そして、制御部 6 0 は、測定器 1 a の温度センサ 5 1 の検出温度が、保持器 2 a の温度センサ 5 a の検出温度近傍に設定した設定温度に近づ

くまで、送風および殺菌を継続する（S205）。その後、設定温度に達すると、制御部60は、送風機57および殺菌装置59の駆動を停止する（S206）。

[0131] このとき、図18に示したように、送風口56からの送風は、本体ケース45の開口部48を介して、本体ケース45内部に送風される。この送風により、本体ケース45内部を直接冷却できる。その結果、本体ケース45内を素早く冷却できる。このため、本体ケース45内の温度が測定場所である室内温度、または外気温と比較して大きく温度上昇することがなくなる。

[0132] その結果、例えば緊急測定時等において、本体ケース45内の温度センサ51で検出した検出温度に基づいて測定部50の測定値を補正する場合、測定誤差を小さくすることができる。

[0133] また、測定器1aの電源を、充電式の電池で構成した場合には、例えば、保持器2aに充電部を設け、測定器1aを保持器2aに保持した状態のときに、充電式の電池の充電を行わせることができる。しかしながら、充電時には、充電式の電池が充電によって加熱され、本体ケース45の内部温度が上昇する可能性がある。

[0134] このような場合でも、本実施の形態によれば、測定器1aを保持器2aに保持させた状態で、保持器2aの送風機57による冷却を行うので、測定器1aの本体ケース45内の温度が測定場所である室内温度または外気温から大きく上昇することがなくなる。

[0135] その結果、この本体ケース45内の温度センサ51で検出した検出温度に基づいて測定部50の測定値を補正する場合、測定誤差を小さくすることができる。

[0136] 上述のように、本実施の形態においては、測定器1aは保持器2aに保持され、測定器1a内部の温度が室内温度になるように送風機57によって冷却されるようにしている。

[0137] このとき、冷却機構を構成する送風機57、送風口56および風路58を、図17および図18に示すように、保持器2aの後端側に設け、測定器1

aの本体ケース45の開口部48を覆った状態としている。これに対し、測定器1aの中央部から先端部は、保持器2aの冷却機構に覆われることはなく、開放状態となっている。

[0138] このため、測定者が測定器1aを保持器2aから取り出すときには、例えば親指と人差し指を用いて、測定器1aの中部を把持することができる。これにより、測定器1aを保持器2aから容易に取り出すことができる。

[0139] 以上、本実施の形態においては、緊急測定を例に取って、測定器1aが保持器2aの温度センサ5aからの温度情報を受け取ることができないときの測定について説明した。一方、通常の測定時には、第1の実施の形態および第2の実施の形態での説明と同様に、測定器1aは、保持器2aの温度センサ5aの温度情報（測定環境温度）を、保持器2aの通信部62および測定器1aの通信部53を介して受け取り、受け取った温度情報で測定値を補正する。

[0140] なお、各実施の形態においては、生体試料測定装置それぞれが、人体の血糖値を測定するものとして説明を行ったが、本発明はこの例に限定されるものではない。生体試料測定装置は、他にも、測定環境の温度変化によって測定値のばらつきを生じ得る各種生体試料の測定を行う装置をも含むものである。

産業上の利用可能性

[0141] 以上述べたように、本発明によれば、測定値のばらつきを抑制することが出来るという格別な効果を奏することが出来るので、生体試料測定器と、生体試料測定器に温度情報を供給する温度情報供給器とを備えた生体試料測定装置等として有用である。

符号の説明

[0142] 1, 1a, 22 生体試料測定器（測定器）
 2, 2a, 23 温度情報供給器（保持器）
 3, 24, 54 保持部
 4, 25, 55 ストッパ

5, 5 a, 3 8, 5 1 温度センサ
6, 2 6, 3 7, 4 5 本体ケース
7, 2 7, 4 6 血糖値センサ
8, 2 8 接続端子
9, 2 9 センサ装着部
1 0, 3 0, 3 9, 4 9 表示部
1 1, 3 3 点着部
1 2, 3 4, 5 0 測定部
1 3, 3 5, 4 3, 5 2, 6 0 制御部
1 4, 3 2 温度情報受信部
1 5, 3 6 電源
1 6 保持検出部
1 7 制御部
1 8, 4 0 温度情報送信部
1 9, 6 3 電源
2 0, 4 4 ワゴン
2 1 温度情報供給器 3 1 温度取得ボタン
4 1 接続部
4 2 電源プラグ
4 7 端子部
4 8 開口部
5 3, 6 2 通信部
5 6 送風口
5 7 送風機
5 8 風路
5 9 殺菌装置
6 1 装着検出部
6 4 バーコード読取部

100, 200, 300 生体試料測定装置

請求の範囲

- [請求項1] 生体試料測定器と、前記生体試料測定器に、測定環境についての温度情報を供給するとともに、その上面に前記生体試料測定器の保持部を有する温度情報供給器とを備えた生体試料測定装置であって、前記生体試料測定器は、
本体ケースと、
前記本体ケース内に設けられた測定部と、
前記測定部に接続された制御部と、
前記制御部に接続された温度情報受信部とを有し、
前記温度情報供給器は、
第1の温度センサと、
前記第1の温度センサに接続し、前記温度情報受信部に対して前記温度情報を送信する温度情報送信部とを有する
生体試料測定装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記測定部の測定値を前記温度情報受信部から得た前記温度情報によって補正する
請求項1に記載の生体試料測定装置。
- [請求項3] 前記温度情報供給器は、外周部に前記第1の温度センサを設けた
請求項2に記載の生体試料測定装置。
- [請求項4] 前記温度情報供給器は、
前記保持部に前記温度情報送信部が設けられた
請求項3に記載の生体試料測定装置。
- [請求項5] 前記生体試料測定器は、下面に前記温度情報受信部を有する
請求項4に記載の生体試料測定装置。
- [請求項6] 前記生体試料測定器は、前記本体ケース内に第2の温度センサを有し、
前記第2の温度センサは前記制御部に接続され、
前記温度情報供給器は、前記保持部に保持された前記生体試料測定器

に送風する送風機を有する

請求項 1 に記載の生体試料測定装置。

[請求項7] 前記生体試料測定器は、生体試料測定センサが挿入される開口部を有し、

前記温度情報供給器は、前記送風機からの送風を、前記生体試料測定器の前記開口部に向けて送風する送風口を有する

請求項 6 に記載の生体試料測定装置。

[請求項8] 前記送風機から前記送風口までの送風路に殺菌装置を有する

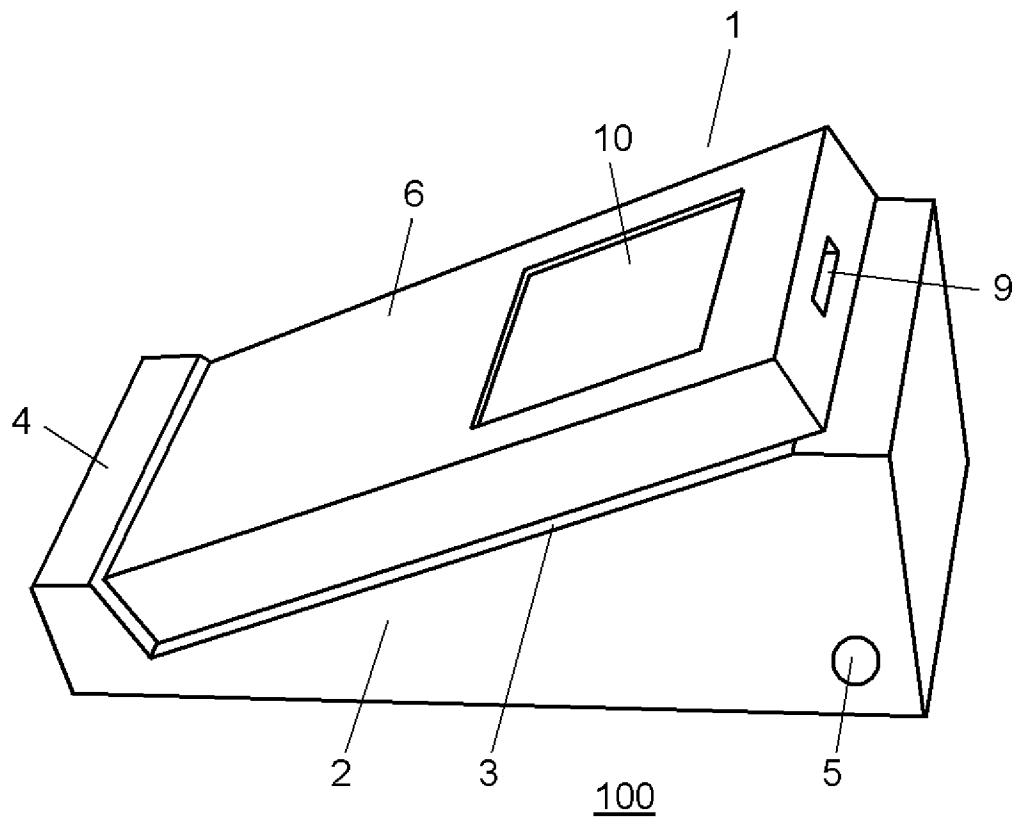
請求項 7 に記載の生体試料測定装置。

[請求項9] 前記殺菌装置は、OHラジカル、または活性酸素を発生させる構成である

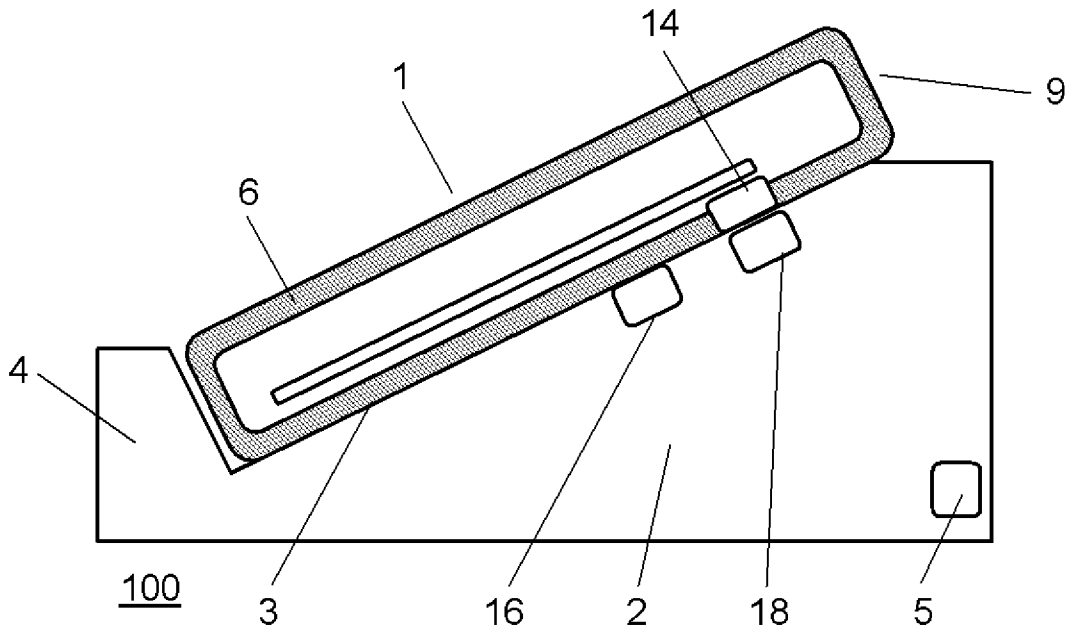
請求項 8 に記載の生体試料測定装置。

[請求項10] 前記温度情報供給器は、前記第 1 の温度センサを接続した第 2 の制御部を有し、前記第 2 の制御部は、前記第 1 の温度センサによる検出温度と、前記生体試料測定器の前記第 2 の温度センサによる検出温度とを比較して前記送風機を駆動する請求項 6 に記載の生体試料測定装置。

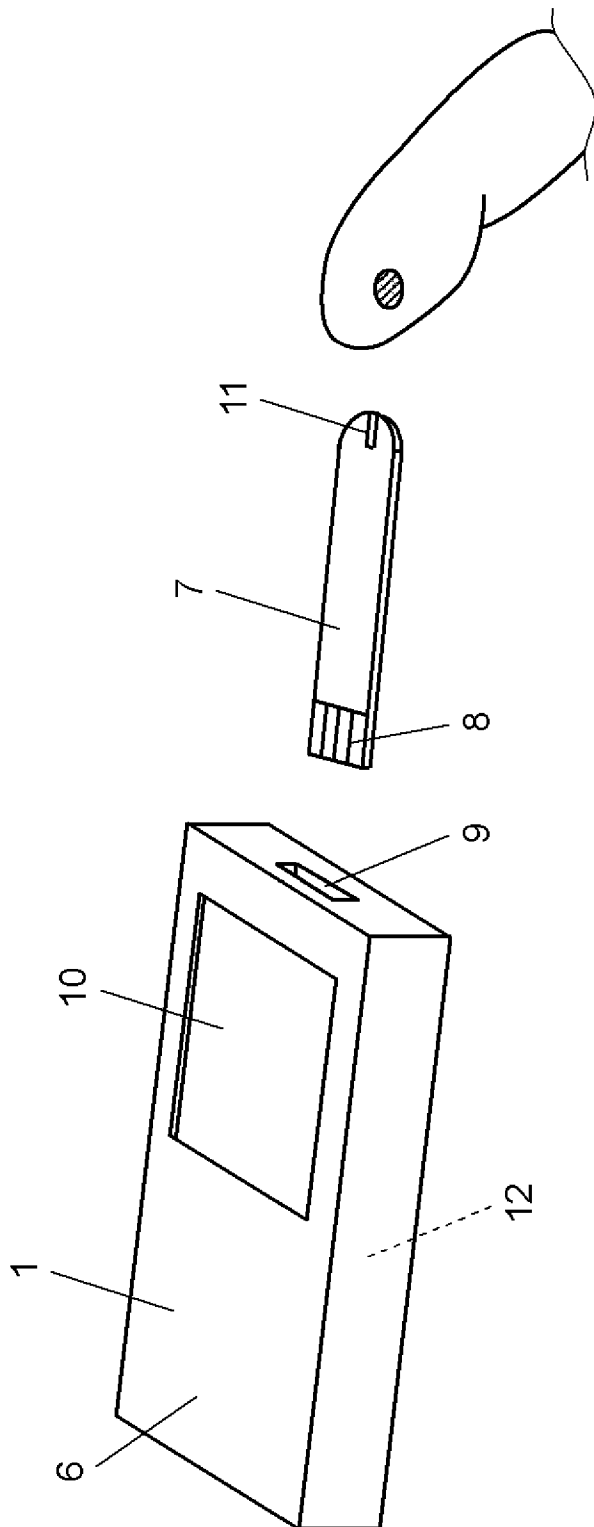
[図1]



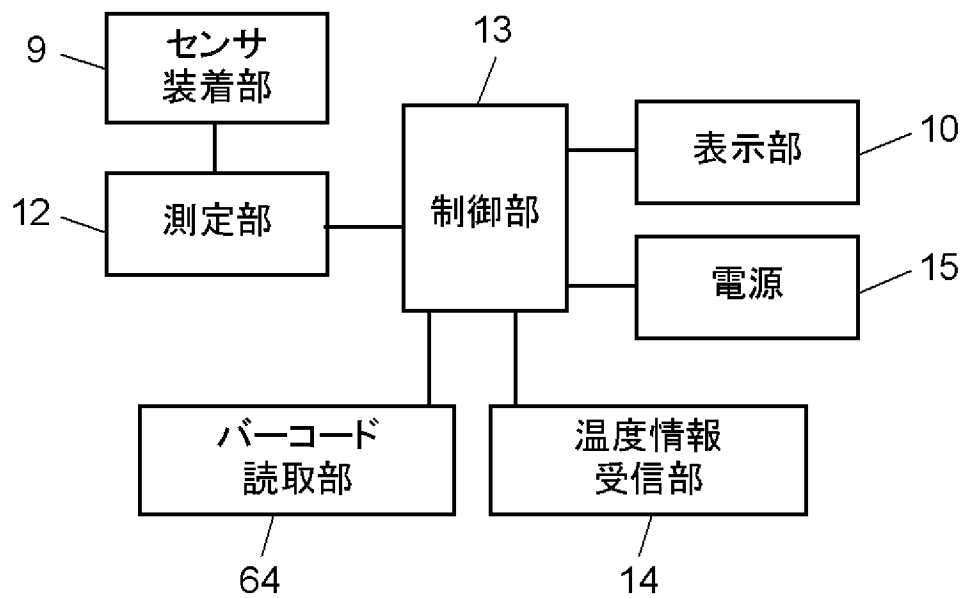
[図2]



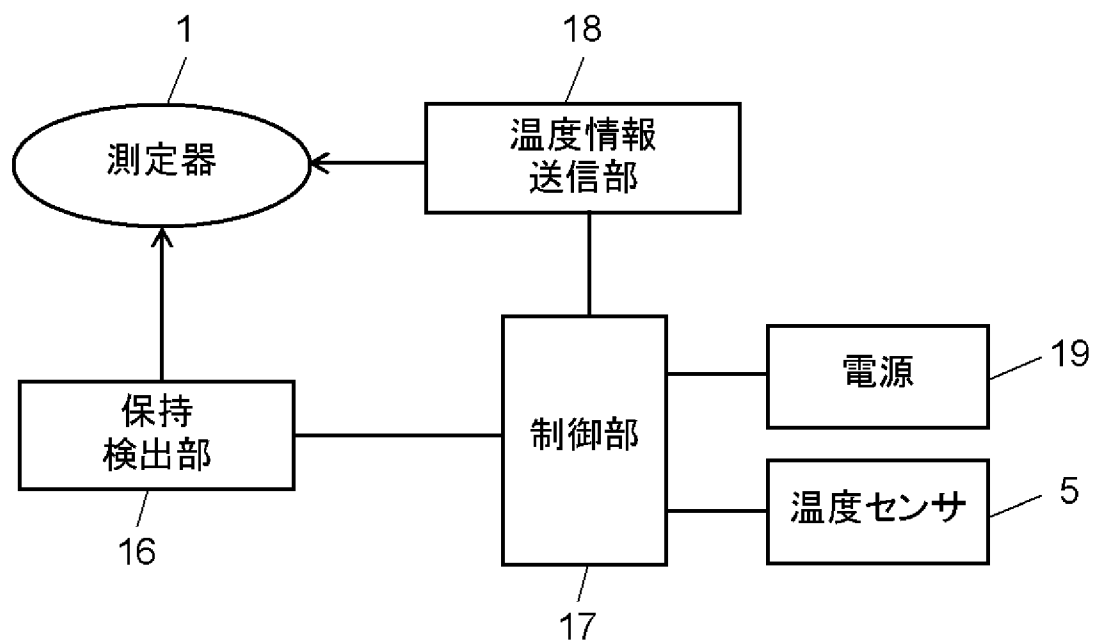
[図3]



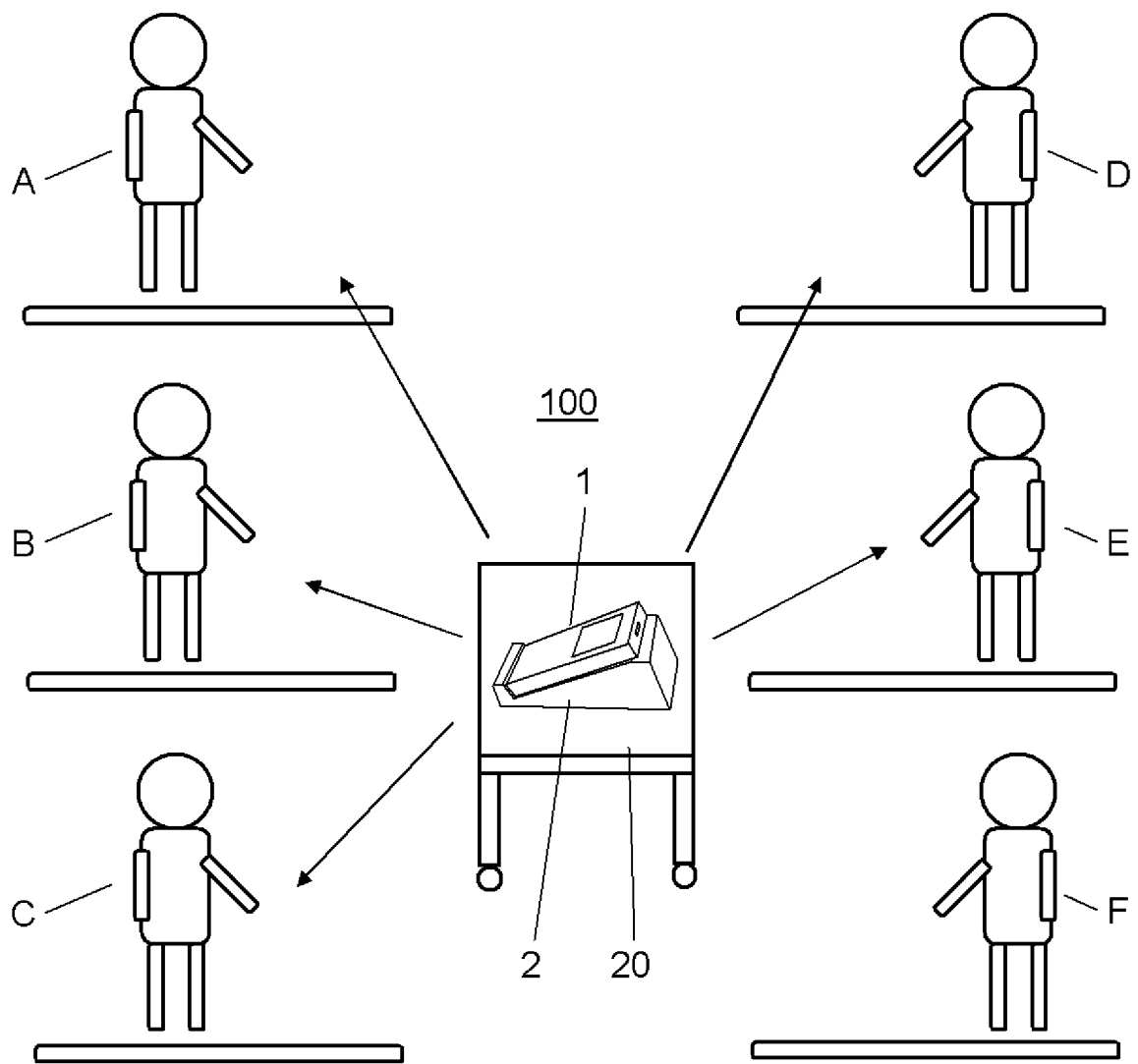
[図4]



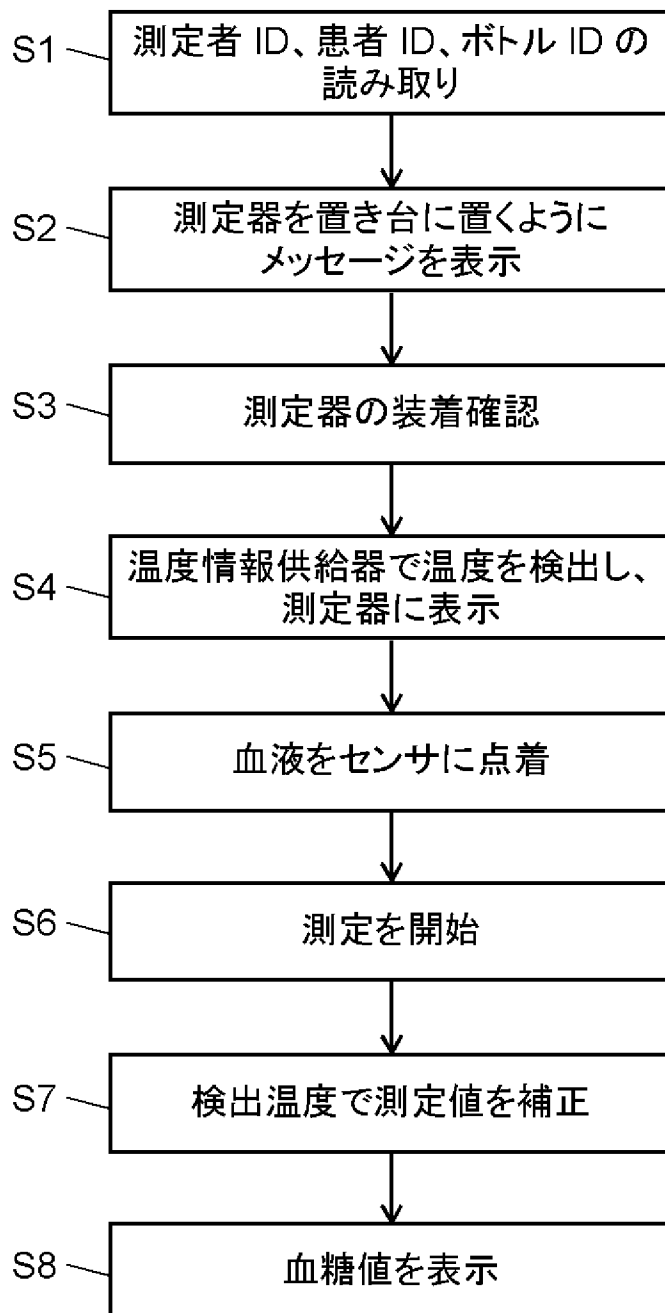
[図5]



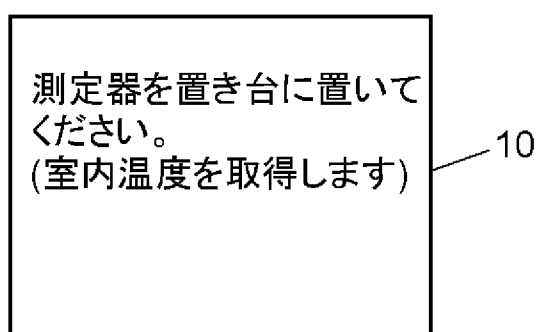
[図6]



[図7]



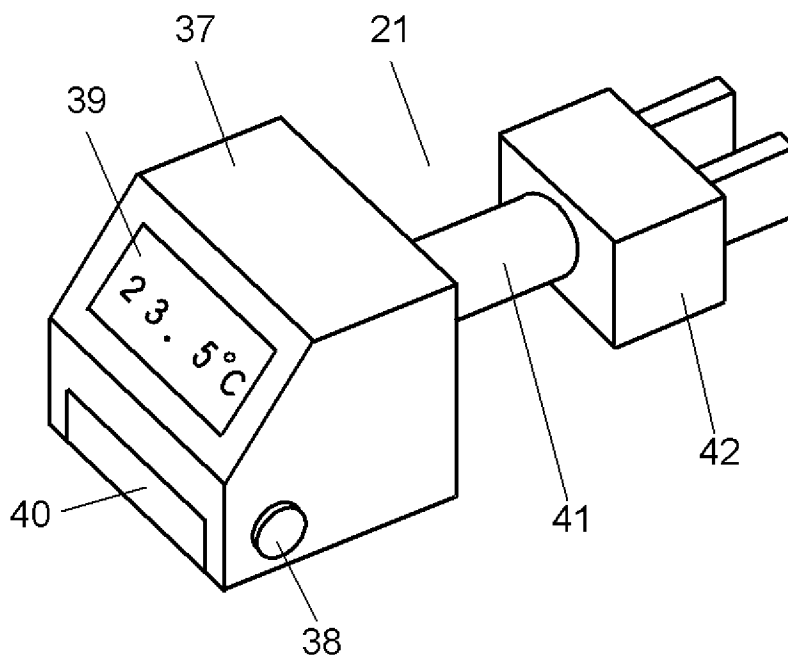
[図8A]



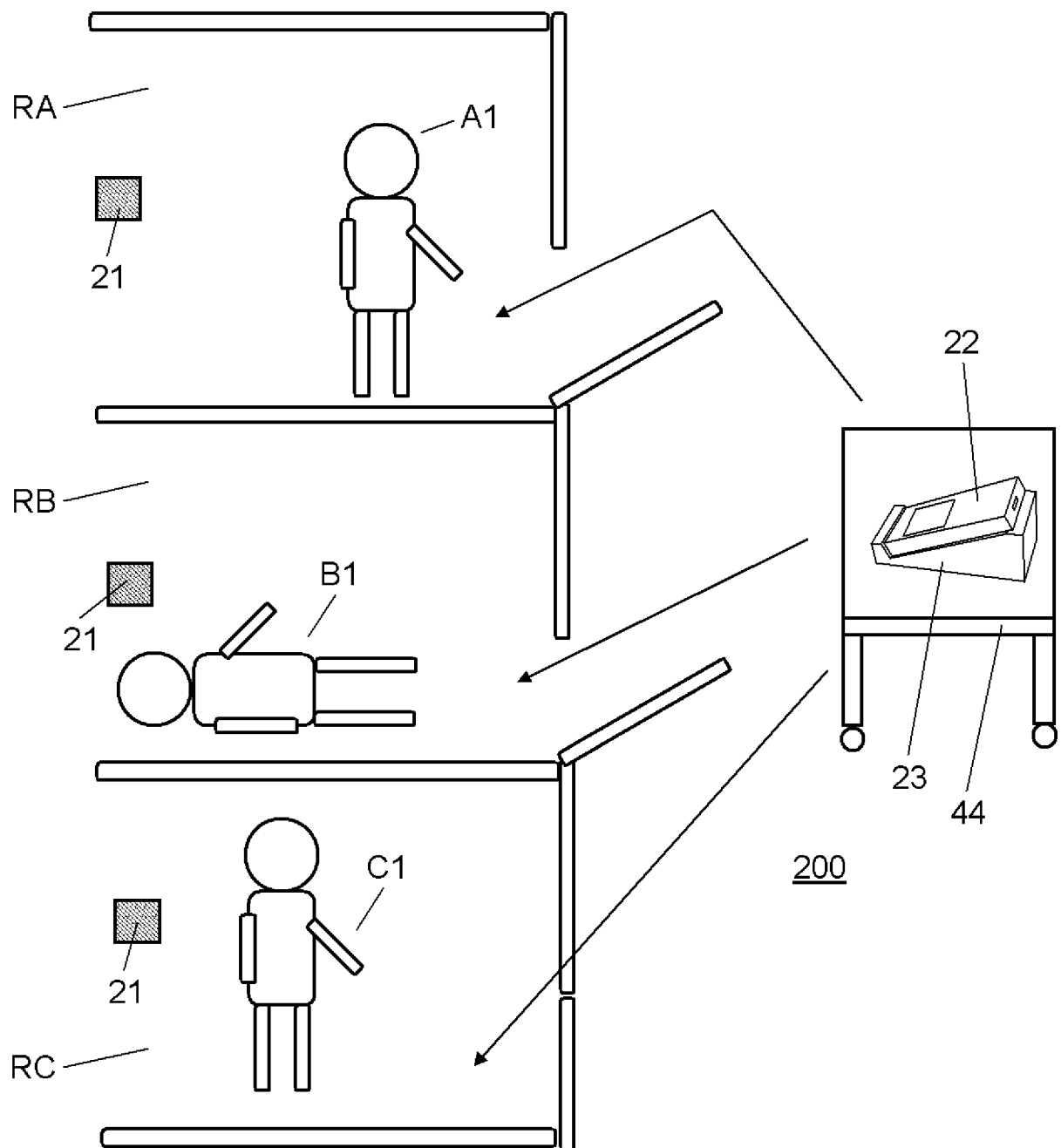
[図8B]



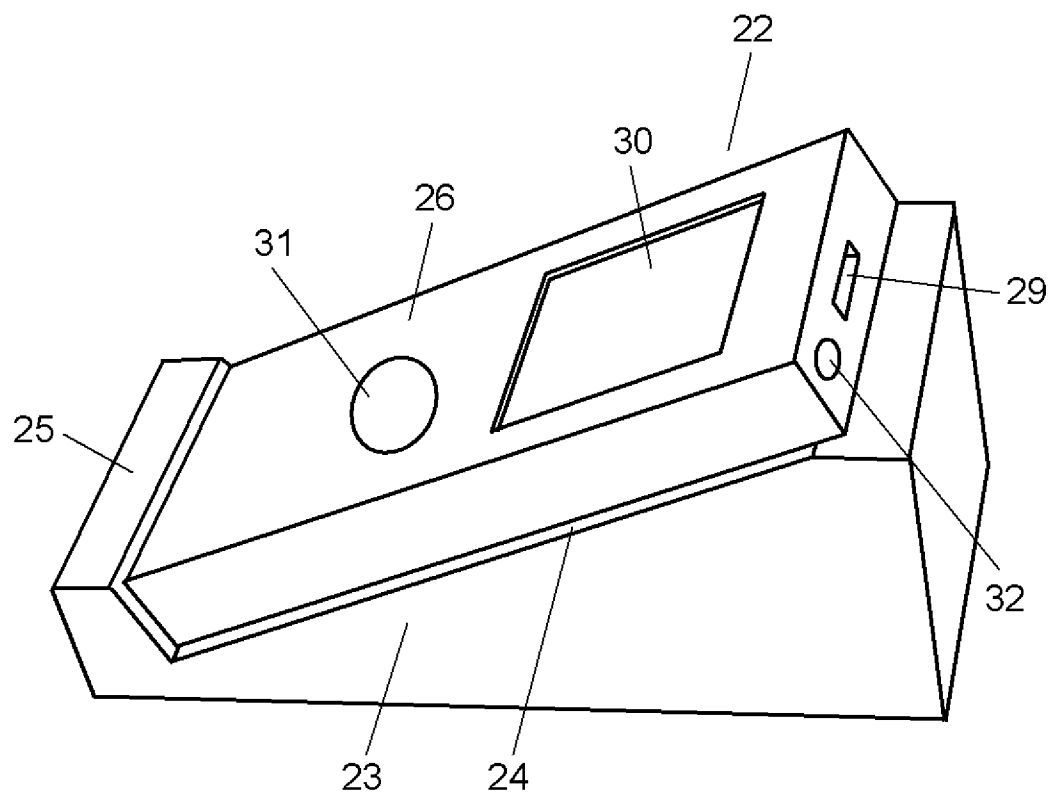
[図9]



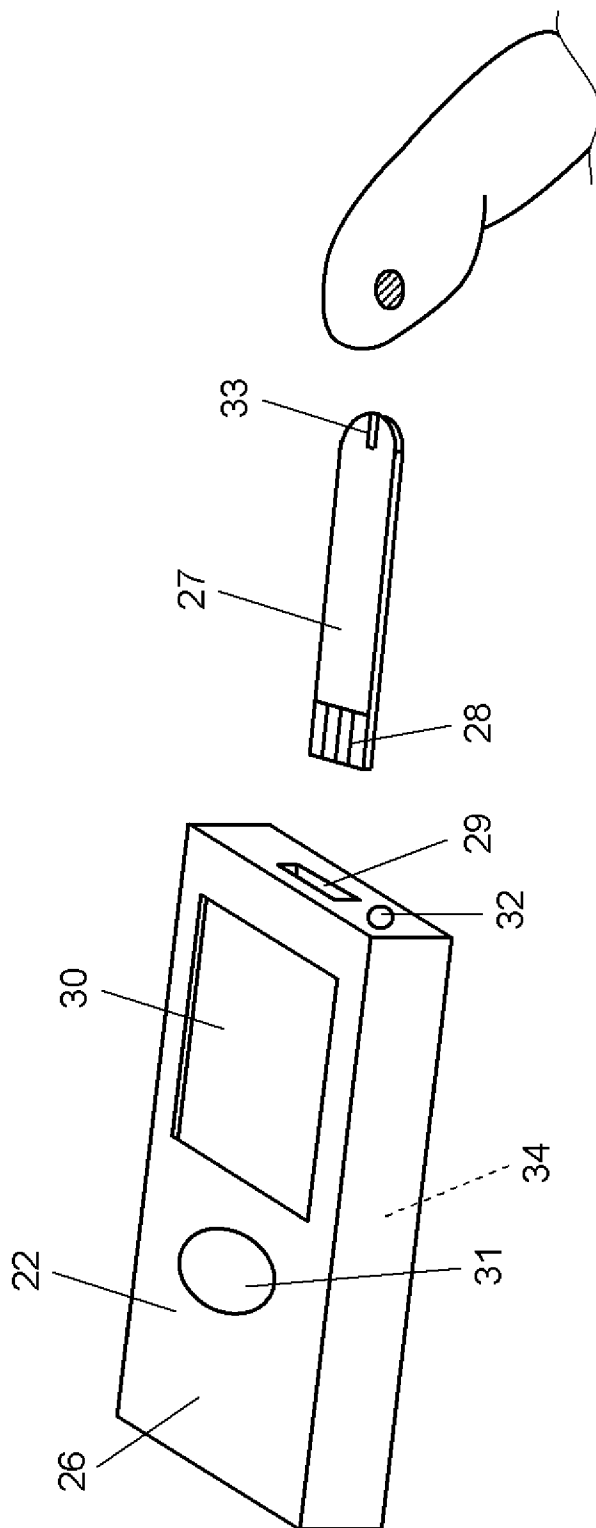
[図10]



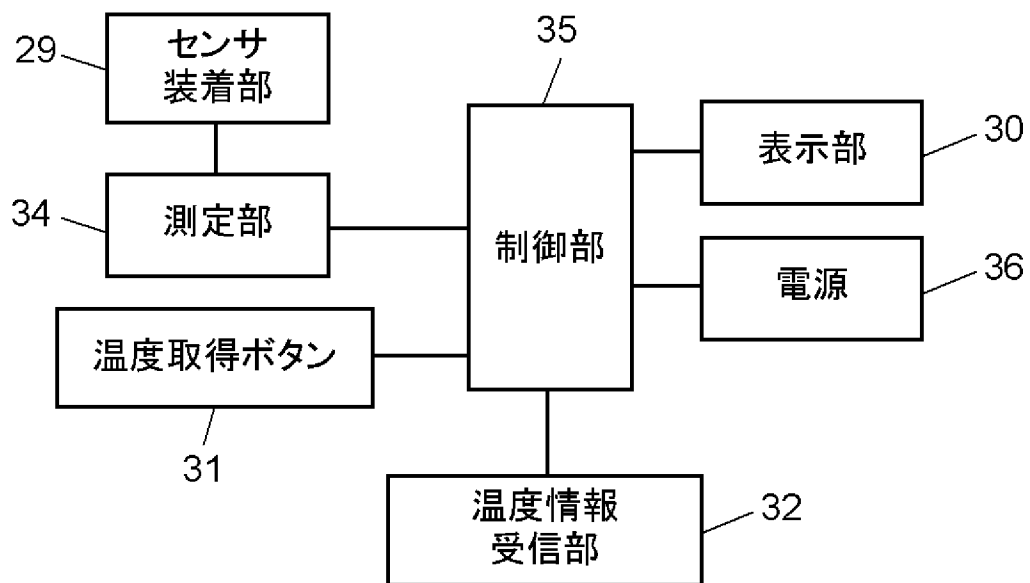
[図11]



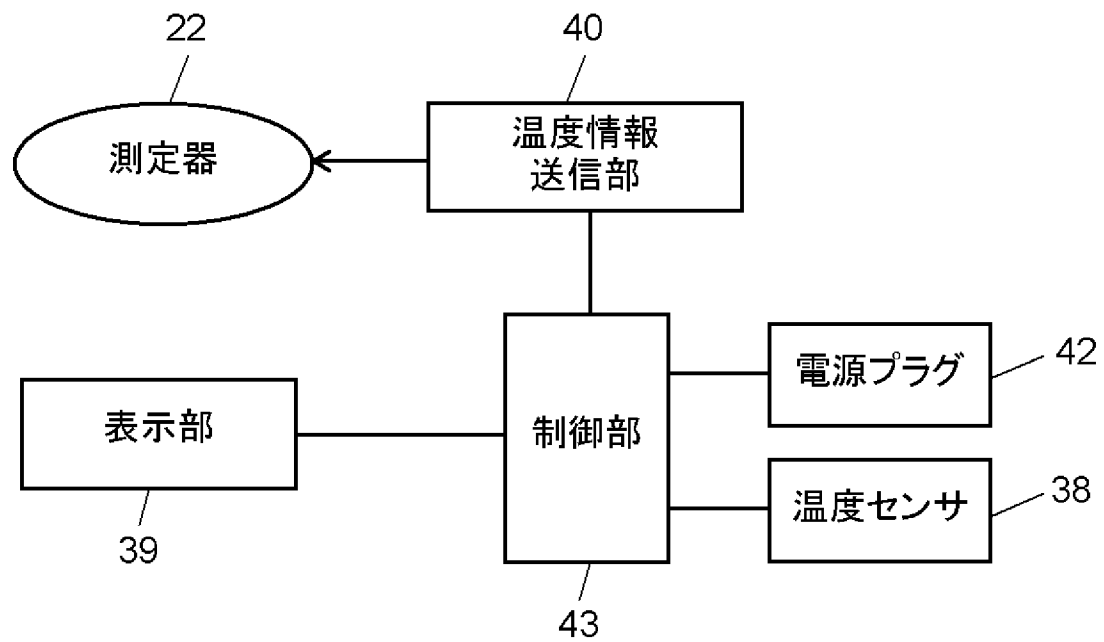
[図12]



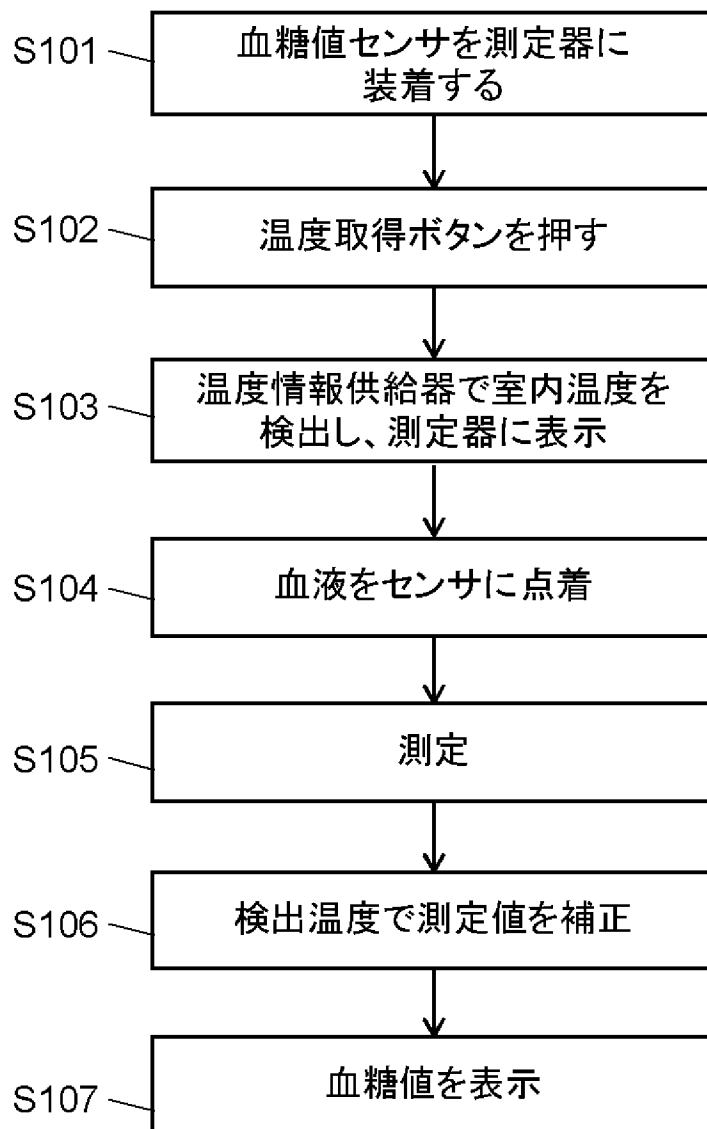
[図13]



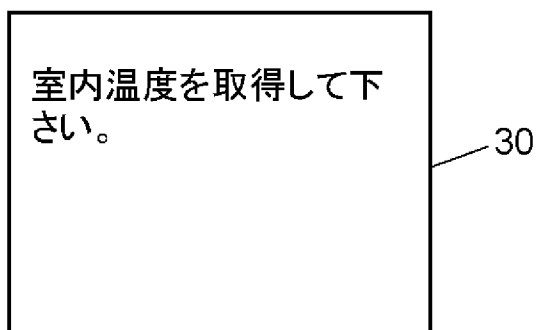
[図14]



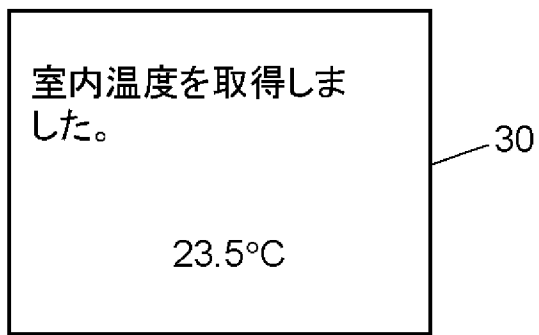
[図15]



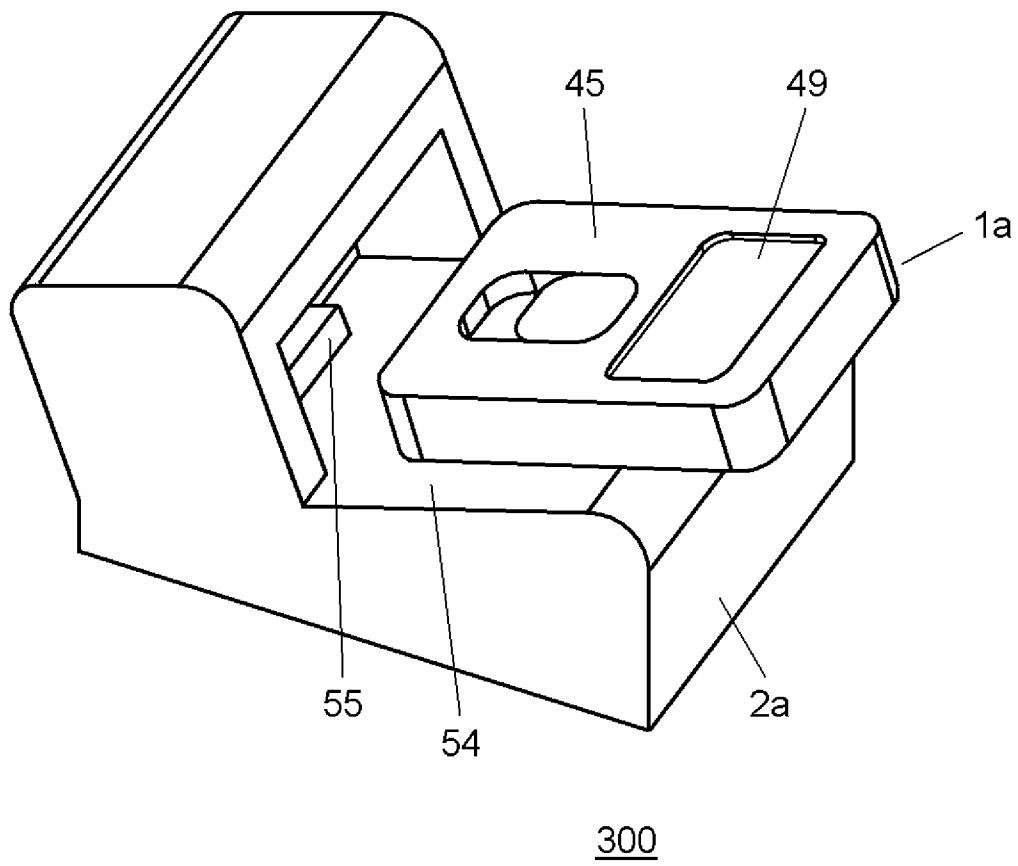
[図16A]



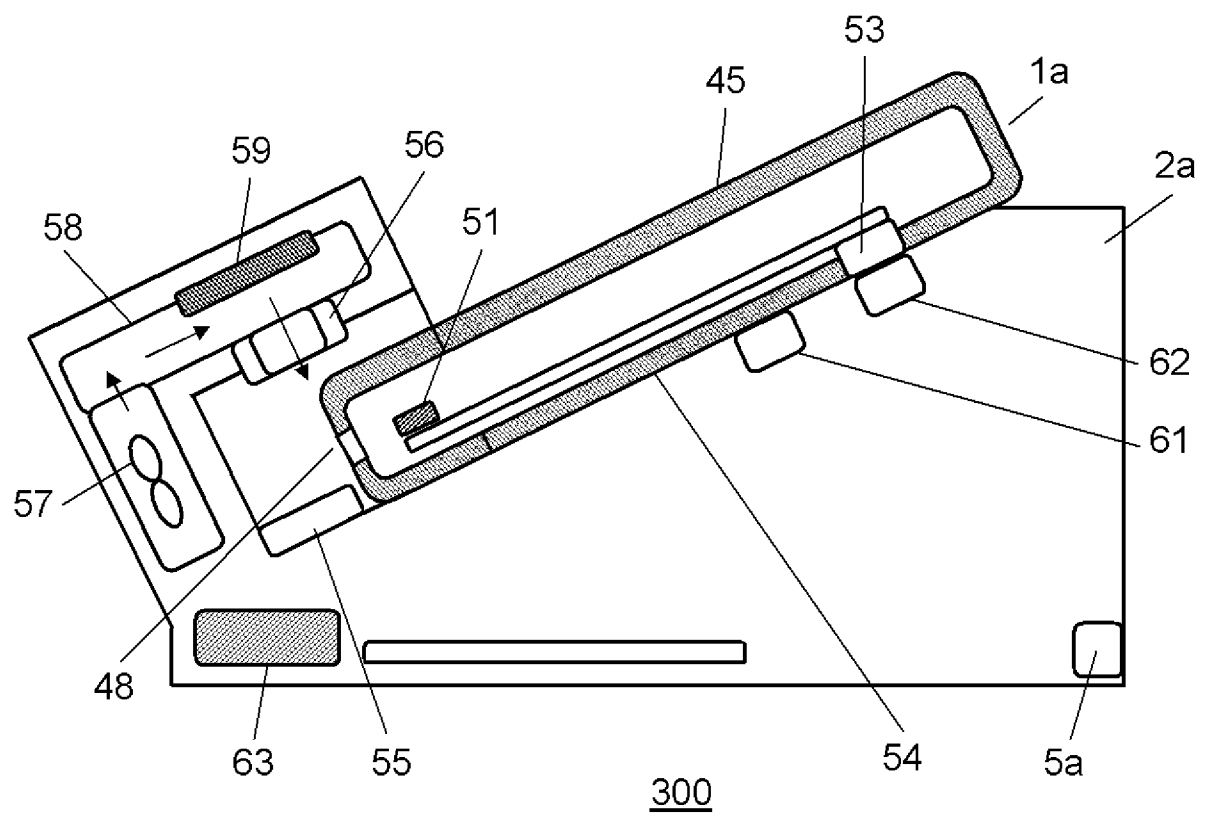
[図16B]



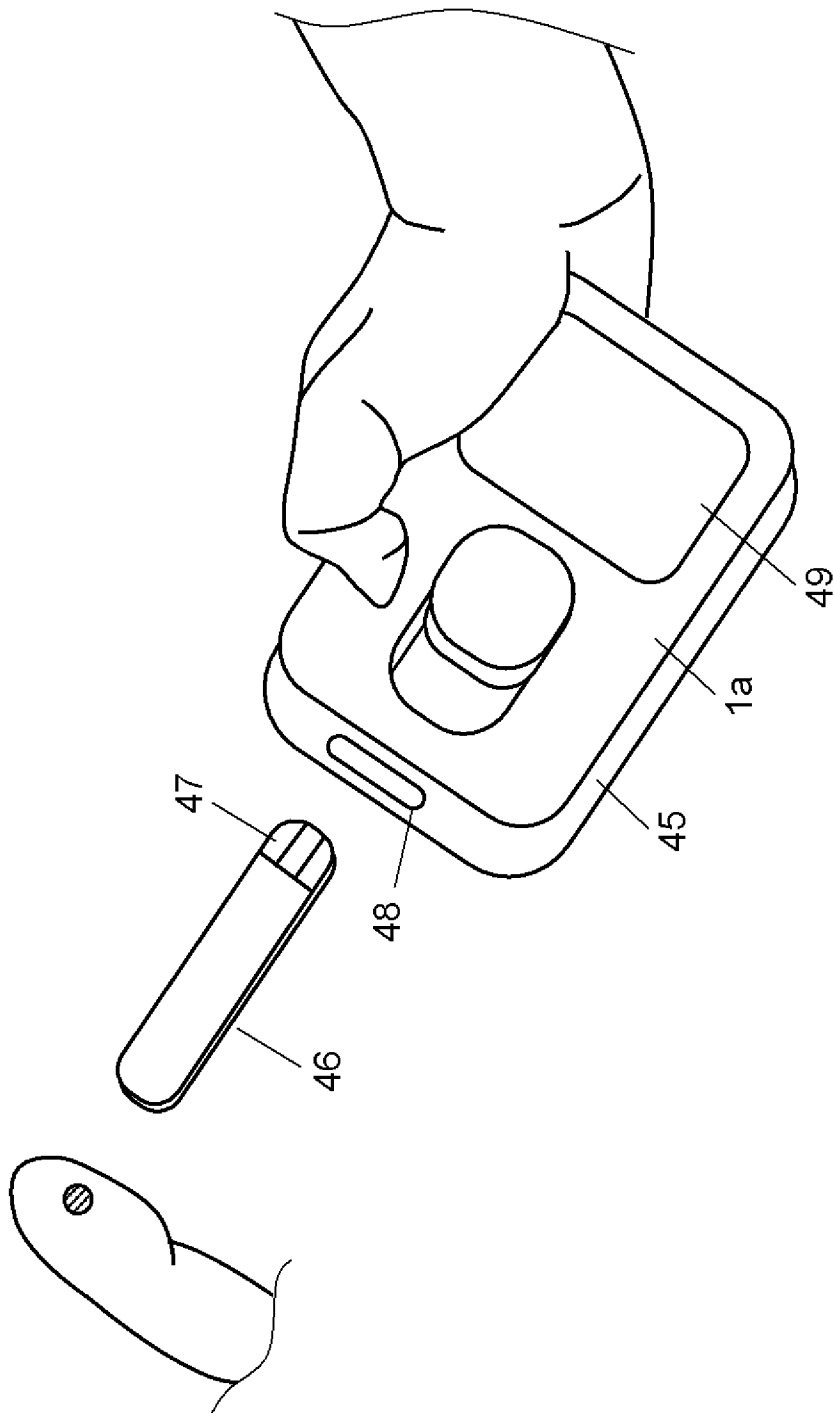
[図17]



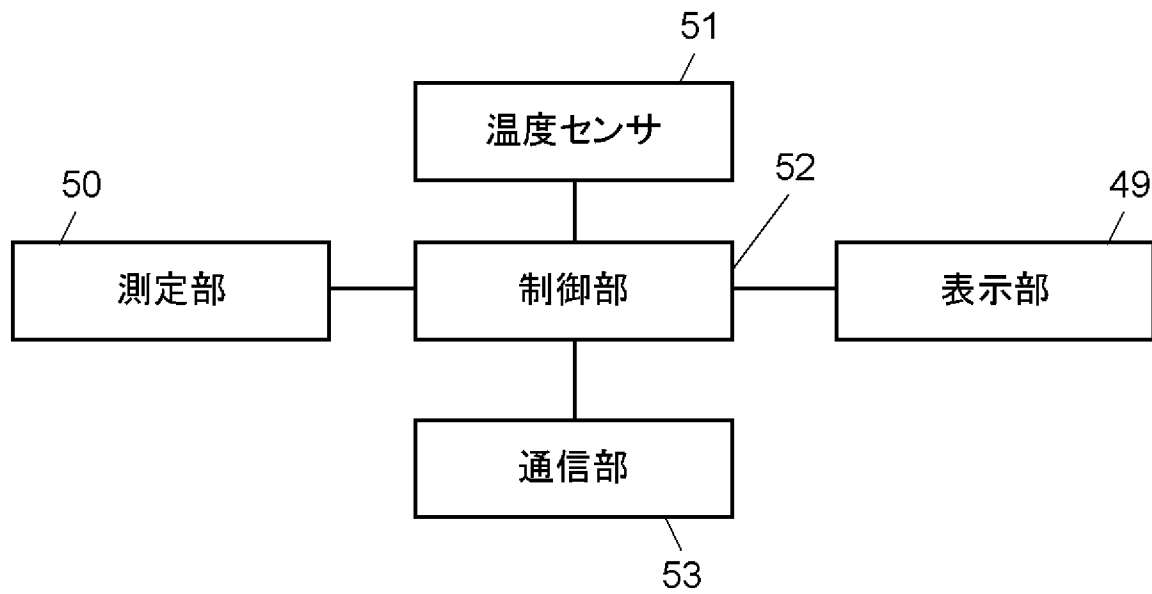
[図18]



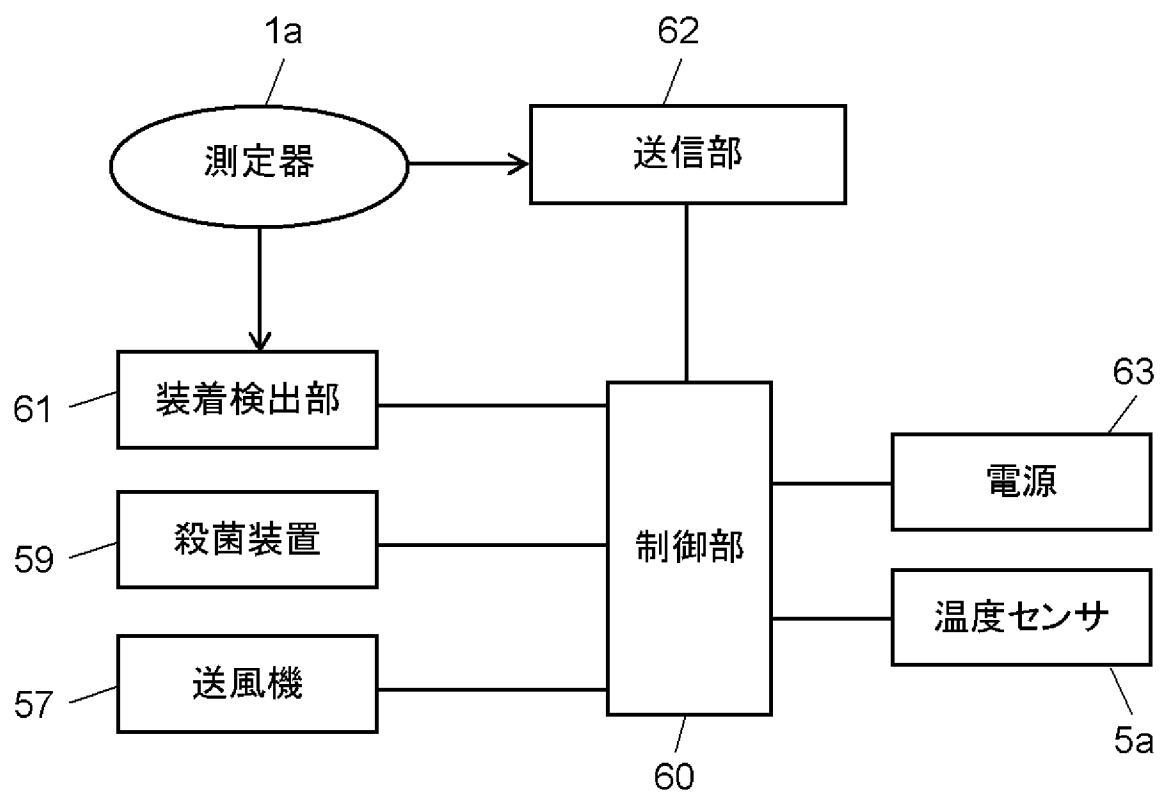
[図19]



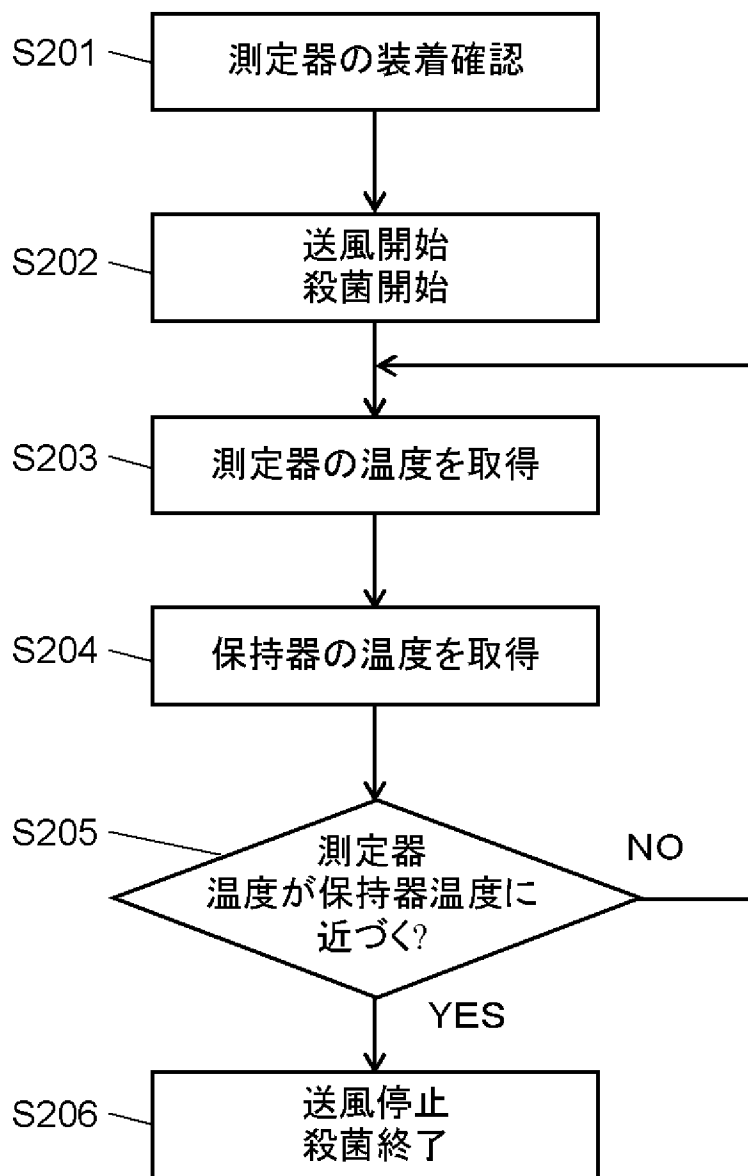
[図20]



[図21]



[図22]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001224

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N33/48(2006.01) i, G01N33/66(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)

G01N33/48, G01N33/66

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

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2009/119118 A1 (Panasonic Corp.), 01 October 2009 (01.10.2009), entire text; all drawings; particularly, claims; paragraphs [0057], [0113] & US 2010/0283488 A1	1-10
Y	WO 2010/049669 A1 (LIFESCAN SCOTLAND LTD.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; all drawings & EP 2361427 A & AU 2009309458 A & CA 2741822 A & IL 212456 D	1-10



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

05 April, 2012 (05.04.12)

Date of mailing of the international search report

17 April, 2012 (17.04.12)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/001224

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 2007-526440 A (BAYER HEALTHCARE, L.L.C.), 13 September 2007 (13.09.2007), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0006], [0007]; fig. 1, 8 to 10 & JP 2006-526857 A & US 2006/0229502 A1 & US 2007/0025877 A1 & EP 1628568 A & EP 1646933 A & WO 2005/000114 A2 & WO 2005/001680 A1	1-10
Y	JP 2002-521692 A (Abbot Laboratories), 16 July 2002 (16.07.2002), entire text; all drawings & JP 2011-7815 A & US 2002/0060247 A1 & EP 1101111 A & EP 1457913 A2 & EP 1460516 A2 & EP 2263523 A1 & EP 2263524 A1 & EP 2263525 A1 & WO 2000/007013 A2	1-10

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. G01N33/48(2006.01)i, G01N33/66(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. G01N33/48, G01N33/66		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 1 2 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 1 2 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 1 2 年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2009/119118 A1（パナソニック株式会社）2009.10.01, 全文、全図、特に、請求の範囲、段落 [0 0 5 7]、[0 1 1 3] 参照 & US 2010/0283488 A1	1-10
Y	WO 2010/049669 A1（LIFESCAN SCOTLAND LIMITED）2010.05.06, 全文・全図等参照 & EP 2361427 A & AU 2009309458 A & CA 2741822 A & IL 212456 D	1-10
☒ 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 0 5 . 0 4 . 2 0 1 2	国際調査報告の発送日 1 7 . 0 4 . 2 0 1 2	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官（権限のある職員） 草川 貴史 電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 5 2	2 J 4 0 7 5

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2007-526440 A (バイエル・ヘルスケア・エルエルシー) 2007. 09. 13, 全文・全図、特に、段落【0006】、【0007】、【図1】、【図8】－【図 10】 & JP 2006-526857 A & US 2006/0229502 A1 & US 2007/0025877 A1 & EP 1628568 A & EP 1646933 A & WO 2005/000114 A2 & WO 2005/001680 A1	1-10
Y	JP 2002-521692 A (アボット・ラボラトリーズ) 2002. 07. 16, 全文・全図等参照 & JP 2011-7815 A & US 2002/0060247 A1 & EP 1101111 A & EP 1457913 A2 & EP 1460516 A2 & EP 2263523 A1 & EP 2263524 A1 & EP 2263525 A1 & WO 2000/007013 A2	1-10