(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6675763号
(P6675763)
(45)発行日　令和2年4月1日(2020.4.1)　(24)登録日　令和2年3月13日(2020.3.13)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/1455 (2006.01)　A61B 5/1455
G01N 21/27 (2006.01)　G01N 21/27 B
G01N 21/3563 (2014.01)　G01N 21/3563
G01N 21/359 (2014.01)　G01N 21/359

請求項の数 2　(全 24 頁)

(21)出願番号　特願2017-149470(P2017-149470)
(22)出願日　平成29年7月14日(2017.7.14)
(65)公開番号　特開2019-17956(P2019-17956A)
(43)公開日　平成31年2月7日(2019.2.7)
審査請求日　平成30年12月19日(2018.12.19)

(73)特許権者　317010727
小野　省一
埼玉県所沢市本郷１１０５－１－４１９
(72)発明者　小野　省一
埼玉県所沢市大字本郷１１０５番地の１
ゼファー所沢ペップスパーク　４１９

審査官　磯野　光司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】血糖値測定に使用する光学半導体デバイス及びそれを用いた装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
表示部と当該表示部に表示されるアイコンによって構成される操作部を有するとともに、血糖値測定に供するスマートフォンと、
前記スマートフォンを収容可能なケースと、
前記ケースの内側に形成された凹部に装着され、前記凹部の中央に形成された穴から前記ケースの外側に突き出る測定面を有し、収容された前記スマートフォンと前記ケースとの間に挟まれる光学半導体デバイスと、を備え、
前記光学半導体デバイスは、
通過する光を光軸に沿って集光する複数のレンズ群が配列されたレンズ基板と、
前記光軸の方向に対して垂直となる前記レンズ基板の一方の面において、前記複数のレンズの各々に対応して形成され、血糖値に応じて吸収率が高くなる特定の波長の光を、前記操作部から入力される所定の指令に応じて、順次発光して対応するレンズを透過させる複数の発光素子と、
前記レンズ基板の前記一方の面において、前記複数のレンズの各々に対応して形成され、前記発光素子の外縁に近接する内縁によって前記発光素子を囲み、かつ、当該内縁と当該内縁の外側の外縁とによって画定される領域において、対応するレンズを透過して入射する前記波長の光を受光して、その光の強度値を示す電気信号を発生する複数の受光素子と、
前記受光素子によって発生される電気信号で示される光の強度値と血糖値との対応関

係を示す対応データを記憶している記憶部と、
　順次発光した発光素子を囲む受光素子から発生される電気信号で示される光の強度値及び前記対応データの血糖値に基づいて前記レンズ基板に近接する測定対象の血糖値を算出する演算部と、を含む
血糖値測定装置。
【請求項２】
　前記スマートフォン及び前記光学半導体デバイスは近距離無線通信を行い、前記光学半導体デバイスは、前記スマートフォンから受信した測定指示に応じて算出した前記測定対象の血糖値を前記スマートフォンに送信する請求項１に記載の血糖値測定装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
　本発明は、血糖値測定に使用する光学半導体デバイス及びそれを用いた装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
　生活習慣病である糖尿病患者は年々増加の傾向にあり、厚生労働省の２０１４年の調査では、国内の糖尿病患者は約３１６万人にも達しており、その中の約半数が治療中であると言われている。血糖値が高ければ薬によって血糖値を下げる治療がなされる。一方、薬の影響で低血糖になると極めて危険であるので、飴などを食べて血糖値を上げることが行われている。このため、糖尿病の治療においては、注射針によって患者から血液を採取してその血糖値を測定することが行われている。当然のことながら採血の際には患者に苦痛を与える上、採血後の感染のおそれもある。また、採血コストも高い。
【０００３】
　そこで、注射針によって患者から血液を採取することなく、近赤外線の光ビームを利用して血糖値を測定する非侵襲的手段による研究が従来行われてきた。
　例えば、下記特許文献１に開示された血糖値測定装置では、少なくとも２つの異なる波長の光を発生する光源と、その光源からの出射光を体表面に照射するための光学系と、体表面からの反射光を検出する光検出器を有する。
　また、下記特許文献２によれば、図３に示されるセンサノード１の２つの発光素子１２２から発光された赤外線を測定部位である手首に照射し、血管からの散乱光の強度変化を受光素子１２１で受光して、この強度変化の周期から脈拍及び脈波を推定して血糖値を測定するようになっている。
　さらに、下記の特許文献３による血糖値測定装置は、発光素子の周囲に形成された受光素子を有するセンサを腕時計に組み込んだ構成になっている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００４】
【特許文献１】特許第３８８４０３６号（特開２００６－６１３０８号）公報
【特許文献２】特許第５０９００１３号（特開２００８－２０６５７５号）公報
【特許文献３】特開２００９－１０９９２７号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
　しかしながら、上記各特許文献１及び特許文献２においては、それぞれ図４及び図３に示されているように、発光素子と受光素子との微妙な光軸調整が困難である上、発光する近赤外線の光量に対して受光する近赤外線の光量が少なくなるので、近赤外線の利用効率が低下するという問題がある。
　また、上記特許文献３においては、図５５に示されているように、腕時計型の血糖値測定装置１０００の窓１００６の位置の近傍に、使用者の太い血管が位置していなければ精度の高い測定は困難である。

本発明は、このような従来の課題を解決するためになされたもので、発光素子と受光素子との微妙な光軸調整を必要とせずに血糖値の安定した測定が可能な血糖値測定装置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】

【０００６】

本発明は、操作部を有する血糖値測定装置に使用する光学半導体デバイスであって、通過する光を光軸に沿って集光する複数のレンズ群が配列されたレンズ基板と、光軸の方向に対して垂直となるレンズ基板の一方の面において、複数のレンズの各々に対応して形成され、血糖値に応じて吸収率が高くなる特定の波長の光を、操作部から入力される所定の指令に応じて、順次発光して対応するレンズを透過させる複数の発光素子と、レンズ基板の一方の面において、複数のレンズの各々に対応して形成され、発光素子の外縁に近接する内縁によって発光素子を囲み、かつ、その内縁とその内縁の外側の外縁とによって画定される領域において、対応するレンズを透過して入射する波長の光を受光して、その光の強度値を示す電気信号を発生する複数の受光素子と、受光素子によって発生される電気信号で示される光の強度値と血糖値との対応関係を示す対応データを記憶している記憶部と、順次発光した発光素子を囲む受光素子から発生される電気信号で示される光の強度値及び対応データの血糖値に基づいてレンズ基板に近接する測定対象の血糖値を算出する演算部と、を含む。

【発明の効果】

【０００７】

本発明の血糖値測定装置によれば、発光素子と受光素子との微妙な光軸調整を必要とせずに血糖値の安定した測定が可能になるという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【０００８】

【図１】第１の実施形態の血糖値測定に使用する光学部品を示し、（Ａ）はレンズの平面図、（Ｂ）は（Ａ）のＸ－Ｘ線に沿った断面図、（Ｃ）は光学ユニットである。

【図２】第１の実施形態の発光素子及び受光素子の原理的構造を示し、（Ａ）は発光素子の断面図、（Ｂ）は受光素子の断面図、（Ｃ）は光学半導体デバイスの断面図である。

【図３】第１の実施形態の他の光学部品を示し、両面が曲面のレンズの断面図である。

【図４】第１の実施形態の腕時計型の血糖値測定装置を示す図である。

【図５】第１の実施形態の血糖値測定装置を示し、（Ａ）は電子回路、（Ｂ）は受光回路、（Ｃ）はＳＲＡＭのデータ構成である。

【図６】図５のＣＰＵの動作を示し、（Ａ）は血糖値測定処理のフローチャート、（Ｂ）はタイマインタラプトのフローチャートである。

【図７】図６の血糖値測定処理を示すフローチャートである。

【図８】図７に続くフローチャートである。

【図９】図８に続くフローチャートである。

【図１０】第１の実施形態におけるメニュー画面を示し、（Ａ）は血糖値測定の画面、（Ｂ）は食事開始の画面、（Ｃ）は通信設定の画面である。

【図１１】第１の実施形態における７２１個の光学ユニットの配列を示す図である。

【図１２】第１の実施形態における血管位置の推定前のデータ配列を示す図である。

【図１３】第１の実施形態における推定前の血管の位置を示す図である。

【図１４】第１の実施形態における血管位置の推定後のデータ配列を示す図である。

【図１５】第１の実施形態における血管の位置を示し、（Ａ）は推定後の血管の位置、（Ｂ）は確定後の血管の位置を示す図である。

【図１６】第１の実施形態における血糖値データを示す図である。

【図１７】第１の実施形態における採血結果の表示例を示す図である。

【図１８】第１の実施形態における採血と同時測定結果の表示例を示す図である。

【図１９】第１の実施形態におけるデータ入力の表示例を示す図である。

【図２０】第１の実施形態におけるデータ通信を示す斜視図である。

【図２１】第１の実施形態における光学半導体デバイスの平面図である。
【図２２】図２１のＸ－Ｘ線に沿った本体を含む光学半導体デバイスの断面図である。
【図２３】図２２のコネクタで構成されるスイッチの等価回路である。
【図２４】第１の実施形態におけるバンドの締め具合を示し、（Ａ）は装置の側面図、（Ｂ）はメッセージの表示例を示す図である。
【図２５】第２の実施形態の浮動原点システムを示し、（Ａ）は変換ハニカム座標の構成であり、（Ｂ）は交換レンズの構成であり、（Ｃ）はシステムの回路の構成である。
【図２６】第３の実施形態における携帯端末のケースを示し、（Ａ）はその平面図であり、（Ｂ）は（Ａ）のＹ－Ｙ線に沿った断面図である。
【図２７】第３の実施形態における携帯端末を示し、（Ａ）はその平面図であり、（Ｂ）は背面図である。
【発明を実施するための形態】
【０００９】
以下、本発明による血糖値測定装置の第１の実施形態について、図１ないし２０を参照しながら説明する。血糖値のデータには、瞬時時の血糖値（単位は、ｍｇ／ｄＬ）、及び血糖値の累積値であるヘモグロビン（Ｈｂ）Ａ１Ｃ（単位は、％）がある。
【００１０】
近赤外線の特定の波長（例えば、５００ｎｍないし１２００ｎｍ）の光ビームを人の皮膚に照射して、その反射光を受光した場合には、照射した光ビームの一部が血液中の糖分に吸収されるので、反射光の強度を測定することで、血糖値を間接的に測定することができる。また、数１０日の血糖値の累積値によってＨｂＡ１Ｃを測定することができる。
【００１１】
図１は、第１の実施形態の血糖値測定装置に使用する光学部品を示す図である。図１（Ａ）は、透明なガラス基板を使用して形成されたレンズ基板の一部を構成する正六角形のレンズ１の平面図である。図１（Ｂ）は、図１（Ａ）のＸ－Ｘ線に沿ったレンズ基板のレンズ１を含む一部の断面図である。このガラス基板の材料は、ケイ酸、炭酸カルシウム、酸化鉛を含み、透明度が高く屈折率が大きい鉛ガラス、または酸化鉛を含まない無鉛ガラスである。中でもドイツのツヴィーゼル・クリスタルガラス社等によって開発されたトリタン・クリスタル（登録商標）が好ましい。または、ポリエチレンテレフタレートやポリエーテルスルホン等からなる透明プラスチックでもよい。
【００１２】
図１（Ａ）、（Ｂ）において、レンズ１は、レンズ基板の一方の面（図１（Ｂ）の右側）に凸部を有し、他方の面（図１（Ｂ）の左側）が平坦な形状になっている。この平坦な面には、発光素子２及び受光素子３が、図１（Ａ）及び（Ｂ）に示されるように形成されている。発光素子２から血管４００に照射された光ビームは、血管４００内の血液によって一部が吸収され、一部が通過し、残りが反射されて受光素子３によって受光される。
【００１３】
発光素子２は、特定の範囲の波長の光、詳しくは、近赤外線の波長λの光を発光する。受光素子３は、図１（Ａ）に示すように、発光素子２の外縁に近接する内縁によって発光素子２を囲み、かつ、その内縁とその内縁の外側の外縁とによって画定される領域（すなわち、ドーナツ型の領域）において、レンズ１を透過して入射する波長λの光を受光して、その光の強度値を示す電気信号を発生する。レンズ１の中心、発光素子２の中心、及び受光素子３の中心は、一点鎖線で表わす同一の光軸５を有する。
【００１４】
レンズ基板には、図１（Ｃ）に示されるように、平面が正六角形の領域を単位とするレンズ１、発光素子２、及び受光素子３の光学ユニットが複数形成されている。すなわち、複数の正六角形の領域によってハニカム（蜂の巣）構造のマイクロレンズの配列を実現する。このハニカム構造によって、多種多様なバリエーションが可能になる。このバリエーションについてはさらに後述する。
【００１５】

図１（Ｃ）において、複数の光学ユニットは、発光素子２及び受光素子３が形成されたレンズ１（０）を中心として、その周囲にレンズ１（１）、レンズ１（２）、レンズ１（３）・・・が形成されている。なお、この複数の光学ユニット及び後述する半導体回路は、第１の実施形態において、最も重要な部品である光学半導体デバイスを構成する。

レンズ基板の光学ユニットの数をＸｉとすると、Ｘｉは、Ｘｉ＝６ｉ（ｉは１以上の整数）によって表される。ｉ＝０の場合のＸ０はレンズ基板の中心に位置する１つの光学ユニットである。

【００１６】

ｉ＝１、２、３、４・・・１６の場合には、中心の光学ユニット（Ｘ０）を囲む光学ユニットの個数は、それぞれ、６、１２、１８、２４・・・９０個となる。すなわち、光学ユニット数は６の等差数列となる。そして、中心の１個以外の光学ユニットの総数は７２０個となる（中心の１個を加えると、光学ユニットの数は７２１個）。本実施形態の場合には、光学半導体デバイスにおけるセンサの直径は約３０ｍｍのほぼ円形となる。本実施形態における血糖値測定装置１１は、４０ｍｍ×４０ｍｍ以上の略正方形であり、この光学半導体デバイスを十分に収容できる。

【００１７】

図２は、第１の実施形態における発光素子２及び受光素子３の原理的構造並びにこれら発光素子２、受光素子３、駆動回路、受光回路等を含む半導体回路である薄膜トランジスタを示す図である。

図２（Ａ）は、発光素子２の断面図である。発光素子２は、ＰＮ接合の発光ダイオードで構成されている。発光素子２は、ｐ型半導体２ａ、ｎ型半導体２ｂ、透明電極からなるアノード電極２ｃ及びカソード電極２ｄで構成される。発光素子２は、後述する薄膜トランジスタからの駆動信号である順方向電流に応じて特定の波長λの近赤外線を発光する。

【００１８】

図２（Ｂ）は、受光素子３の断面図である。受光素子３は、ｎ型半導体３ａ、ｎ型半導体３ａの表面に形成されたｐ型半導体３ｂ、ｐ型半導体３ｂの表面に形成されたｎ型半導体３ｃ、ｐ型半導体３ｂの表面に形成された透明なゲート電極３ｄ、ｎ型半導体３ｃの表面に形成された透明なソース電極３ｅ、及びｎ型半導体３ａの表面（図では下面）に形成された透明なドレイン電極３ｆで構成される。

【００１９】

さらに、図２（Ｃ）は光学半導体デバイスの断面図であり、半導体層６を挟むようにレンズ１の表面１ａに形成された透明電極層７及び電極層８その他図示しない半導体層及び電極層によって、発光素子２の駆動回路及び受光素子３の増幅回路、並びに後述する記憶回路その他を含む薄膜トランジスタ（ＴＦＴ）が形成されている。ＴＦＴの製造方法は、従来技術を踏襲するものであり、例えば、特開２００８－２８８４２４号公報の詳細な説明、図１及び図２を参照されたい。

【００２０】

図３は、両面が曲面で構成されたレンズ１の断面図である。図１（Ｂ）の場合と同様に、一方の表面に発光素子２及び受光素子３が形成されている。また、図には示していないが、発光素子２及び受光素子３を包含するＴＦＴが形成されている。このような曲面上に発光素子２、受光素子３及びＴＦＴを形成するには、平面に形成するよりも高い技術及びコストを要するが、光の屈折率を大きくできる利点がある。この場合も、発光素子２から血管４００に照射された光ビームは、血管４００内の血液によって一部が吸収され、一部が通過し、残りが反射されて受光素子３によって受光される。

【００２１】

次に、７２１個の光学ユニット（レンズ１、発光素子２、受光素子３及び半導体回路）で構成された光学半導体デバイスを使用した血糖値測定装置について説明する。

図４は、第１の実施形態における腕時計型の血糖値測定装置１１を示す図である。図４（Ａ）において、血糖値測定装置１１の本体１２の１つの面に設けられた表示部１３、表示部１３に表示されたアナログ時計１４（後述するが、これは「タッチスイッチ」である

）、ベルト１５、伸縮可能なベルト材１６、及び本体１２の両端に設けられたフックスイッチ１２ｇ（１）及びヒンジ１２（２）（これらについても後述する）を備えている。なお、ベルト１５の全体を伸縮可能な材料で構成してもよい。

【００２２】

表示部１３と反対側の本体１２の背面には、図４（Ｂ）に示されるように、測定面（すなわち、図１のレンズ１）を含む光学半導体デバイス１２ａが構成される。ただし、レンズ１の表面には透明なプレートで保護層が形成されている。以下、保護層を含むレンズ１の外面を測定面１とも言う。

【００２３】

図５は、血糖値測定装置１１の本体１２ｂ及び光学半導体デバイスア１２ａに収容されている電子回路の構成を示す図である。図５（Ａ）において、本体１２ｂは、表示部１３及びタッチスイッチからなる操作部１４、及び時計部３１を含む。また、光学半導体デバイスア１２ａは、測定部１、制御部３０、通信部３２及びＢＡＴＴ（バッテリー）３５ａを含む。測定部１は、発光素子２及び受光素子３を含むとともに、発光素子２を駆動する駆動回路３３及び受光素子３によって受光される光信号を電気信号に変換して増幅処理等の信号処理を行う受信回路３４が接続されている。各光学ユニットの受光回路３４は、さらに、図５（Ｂ）に示されるように、増幅回路３４１及びアナログ信号をデジタル信号に変換するＡ／Ｄ変換回路３４２を含む。

【００２４】

駆動回路３３は、制御部３０からの制御信号に応じて、７２１個の発光素子２を順次すなわち択一的に発光させる。本実施形態においては、７２１個の発光素子２及び受光素子３をグループに分類してもよい。各グループは、それぞれ異なる波長の近赤外線を発光し且つ受光してもよい。なお、本発明の実施形態では、単一波長λを適用する。

【００２５】

通信部３２は、パソコン、携帯端末（スマートフォン等）、家電製品等用に普及している近距離通信であるブルートゥース（登録商標）を使用して、血糖値測定に関する情報をパソコンや携帯端末との間で送受信する。詳細については後述する。

【００２６】

制御回路３０は、この血糖値測定装置１１の全体を制御するＣＰＵ３０１、内部電池（図示せず）でバックアップされるＳＲＡＭ３０２、書き換え可能な不揮発性のＥＥＰＲＯＭ３０３、及びこれらを接続する内部バスを有する。また、図には示していないが、ＣＰＵ３０１の内部には、処理するデータを一時的にストアするメモリ（例えば、ＣＰＵ内のキャッシュメモリ）が設けられている。

【００２７】

詳細については後述するが、図５（Ａ）において、光学半導体デバイス１２ａは、フック（図４の１２ｇ（１））及びヒンジ（図４の１２ｇ（２））によって着脱可能に本体１２に装着されている。そのため、両者の間はコネクタにより接続される。バッテリー３５ａの電源は、そのコネクタによって本体１２ｂに供給されるが、本体１２ｂにもバッテリー３５ｂを設けてもよい。

【００２８】

図５（Ｃ）は、ＳＲＡＭ３０２の内部構成を示す図である。ＳＲＡＭ３０２の記憶領域は、第１の記憶領域３０２ａ、第２の記憶領域３０２ｂ、及びその他の記憶領域を含む。

【００２９】

第１の記憶領域は、配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝、配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝及び血糖値データをストアする。各配列については後述する。

【００３０】

第２の記憶領域３０２ｂは、受光回路３４から得られる電気信号の強度と血糖値との対応データを記憶する。この対応データは、この血糖値測定装置１１の製造の際にあらかじめＥＥＰＲＯＭ３０３に書き込まれている。

【００３１】

血糖値測定装置１１の製造においては、種々の研究や治験によって分析された対応データをＥＥＰＲＯＭ３０３に書き込む。したがって、受光回路３４から得られる電気信号の強度と血糖値との対応関係について高い精度を持っている。しかし、万人における対応関係を保証している訳ではないので、各人がこの血糖値測定装置１１を使用する過程において、適宜、各人の個性に合わせて修正できる構成になっている。このことについてはさらに後述する。

【００３２】

ＣＰＵ３０１は、電源オンの際のイニシャライズで、ＥＥＰＲＯＭ３０３から制御プログラムを内部のキャッシュメモリにロードし、対応データをＳＲＡＭ３０２の第２の記憶領域３０２ｂにロードする。また、ＳＲＡＭ３０２の対応データが修正された場合には、適宜、ＥＥＰＲＯＭ３０３の対応データをその修正データに書き換える。

【００３３】

次に、血糖値測定装置１１の操作及び動作について図６ないし図２１を参照して説明する。制御部３０のＣＰＵ３０１は、ＥＥＰＲＭ３０２からロードした制御プログラムに従って、表示部１３のタッチスイッチ１４のオン操作を検出して、その操作に応じた処理を実行する。

【００３４】

詳細については後述するが、ＣＰＵ３０１は、レンズ基板に近接する測定対象（具体的には手首）内の血管の位置を推定する推定部と、推定部によって推定された血管の位置の中から少なくとも一部の範囲を演算により決定し、その決定した範囲の血糖値を測定対象の血糖値として確定して表示部１３に表示する演算部と、を含む。

【００３５】

図６～９は、ＣＰＵ３０１によって実行される血糖値検出処理の動作を示すフローチャートである。

ＣＰＵ３０１は、メインフロー（図示せず）におけるイニシャライズにおいて、ＥＥＰＲＭ３０２にあらかじめ格納されている対応データをＳＲＡＭ３０２にロードして迅速な処理速度の実現に備える。

【００３６】

図６（Ａ）において、ＣＰＵ３０１は、まず、時計表示を行って時刻を表示部１３に表示する（ステップＳ１０１）。時計表示は、図４（Ａ）に示されるように、デジタル表示及びアナログ表示を行うが、上述したように、アナログ表示のエリアはタッチスイッチを構成するアイコン１４である。

【００３７】

ＣＰＵ３０１は、このアイコン１４がオンされたか否かを判別して（ステップＳ１０２）、オンされたと判別したときは（ステップＳ１０２；ＹＥＳ）、表示部１３にメニュー画面を表示する（ステップＳ１０３）。図１０にメニュー画面の例を示す。メニュー画面には、選択候補アイコン１３ａ、決定（ＯＫ）アイコン１３ｂ、切替（サイクリック）アイコン１３ｃが表示される。

【００３８】

すなわち、図１０（Ａ）においては、「血糖値測定」の選択候補アイコン１３ａが表示される。ユーザは、決定アイコン１３ｂまたは切替アイコン１３ｃのいずれかをオンすることになる。

【００３９】

ＣＰＵ３０１は、血糖値測定がオンすなわち決定アイコン１３ｂがオンされたか否かを判別する（ステップＳ１０４）。血糖値測定がオンされたと判別したときは（ステップＳ１０４；ＹＥＳ）、血糖値測定処理を実行する（ステップＳ１０５ａ）。一方、血糖値測定がオンでない場合、すなわち切替アイコン１３ｃがオンされたときは（ステップＳ１０４；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は図１０（Ｂ）に示される「食事開始」の選択候補アイコン１３ａの画面を表示する。

【００４０】

ＣＰＵ３０１は、食事開始アイコン１３ａが選択されたか否かを判別し（ステップＳ１０６）、選択されたと判別したときは（ステップＳ１０６；ＹＥＳ）、血糖値測定処理を実行する（ステップＳ１０５ｂ）。さらに、フラグＦを「１」にセットし、かつ時刻を設定する（ステップＳ１０７）。

【００４１】

例えば、午後０時５分に食事開始が選択されたときは、３０分経過ごとの間隔、午後０時３５分、１３時５分、１３時３５分、１４時５分及び１４時６分（最終時刻）を設定する。図５（Ａ）に示された時計部３１は、例えば、１秒経過ごとにタイマインタラプトをＣＰＵ３０１に入力して、その中に日時と時刻情報を含める。例えば、１４時５分の場合は、「２０１７；０７；０３；１４；０５；００」を入力する。

【００４２】

食事開始アイコン１３ａが選択されない場合、すなわち切替アイコン１３ｃがオンされた場合には（ステップＳ１０６；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、新たな選択候補の画面を表示部１３に表示して、他のアイコンスイッチがオンされたか否かを判別する（ステップＳ１０８）。他のアイコンスイッチがオンされたときは（ステップＳ１０８；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、選択に係る他のメニュー処理を実行する（ステップＳ１０９）。

【００４３】

このように、ＣＰＵ３０１は、切替アイコン１３ｃがオンされるごとに、メニュー画面の選択候補の内容を切り替える。他の選択候補としては、「データ入力」、「採血開始」、「測定モード」、「履歴情報」等がある。

【００４４】

データ入力が選択されると、ＣＰＵ３０１は、修正される血糖値及びまたはＨｂＡ１Ｃの入力スペースとテンキー等を表示する。

【００４５】

採血開始が選択されると、ＣＰＵ３０１は、その選択された時間に血糖値測定を行うとともに、その測定結果を時間情報とともにＳＲＡＭ３０２の第１の記憶領域３０２ａの血糖値データの領域にストアする。これによって、同じ時間における採血による血糖値とこの血糖値測定装置による血糖値との比較を行うことができる。この比較によって、ＥＥＰＲＯＭ３０３に格納されている対応データの精度（誤差）が分かる。採血による血糖値とこの血糖値測定装置による血糖値との比較の詳細について、さらに後述する。

【００４６】

測定モードが選択されると、ＣＰＵ３０１は、さらに測定モードの画面を表示部１３に表示する。表示される測定モードには、「手動測定モード」、「連続測定モード」その他の測定モードがある。デフォルトは手動測定モードである。連続測定モードが選択された場合には、ＣＰＵ３０１は、その時から（設定可能な）一定時間が経過するごとに測定を開始して、例えば、翌日の２４時まで連続して測定を行う。

【００４７】

履歴情報が選択されると、ＣＰＵ３０１は、日時または期間を指定できる画面を表示部１３に表示して、日時または期間が指定されると、ＳＲＡＭ３０２を検索してその指定に係る過去のデータを表示する。

【００４８】

次に、図６（Ｂ）のタイマインタラプトについて説明する。時計部３１からタイマインタラプトが入力されると、ＣＰＵ３０１は、フラグＦが「１」であるか否かを判別する（ステップＳ３０１）。Ｆが「１」である場合には（ステップＳ３０１；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、最終時刻が経過したか否かを判別する（ステップＳ３０２）。

【００４９】

最終時刻が経過していなければ（ステップＳ３０２；ＮＯ）、測定時刻であるか否かを判別する（ステップＳ３０３）。すなわち、時計部３１からの時間情報がステップＳ１０７において設定した時刻と一致するか否かを判別する。時刻が一致した場合には（ステップＳ３０３；ＹＥＳ）。血糖値測定処理を実行する（ステップＳ１０５ｃ）。

【００５０】
一方、最終時刻が経過していなければ（ステップＳ３０２；ＹＥＳ）、Ｆを「０」にリセットし、かつ設定時刻をクリアする（ステップＳ３０４）。
【００５１】
Ｆが「１」でない場合（ステップＳ３０１；ＮＯ）、測定時刻でない場合（ステップＳ３０３；ＮＯ）、血糖値測定処理（ステップＳ１０５）を実行した後、またはＦを「０」にリセットし、かつ設定時刻をクリアした（ステップＳ３０４）後は、このタイマインタラプトを終了する。
【００５２】
図６（Ａ）において、血糖値測定処理（ステップＳ１０５ａ）の後、Ｆを「１」にセットし、かつ時刻を設定した（ステップＳ１０７）後、または他のメニュー処理（ステップＳ１０９）が終了すると、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ１０１における時計表示を行う。
【００５３】
図７は、図６のステップＳ１０５ａ、Ｓ１０５ｂまたはＳ１０５ｃにおける血糖値測定処理のフローチャートである。ＣＰＵ３０１は、７２０個の光学ユニットを順次（シーケンシャル）に駆動して、受光する光の強度に対応された電気信号を取得する。
【００５４】
図１１は、７２１個の光学ユニットの配列を示す図である。この図で、点線で示す正六角形Ｈ１、Ｈ２、Ｈｎ－１、Ｈｎは、６の倍数として半径方向に拡がる光学ユニットの中心を結んだフレーム（ｆｒａｍｅ）であり、変数ｆで表わされる（以下、「Ｈｆ」と称する）。各Ｈｆの光学ユニットは変数ｓで表わされ、時計回り（または、反時計回り）にＨｆ（ｓ）で指定される。ここで、ｓ＝１、２、３、・・・１５、・・・６ｆで指定される。
【００５５】
レンズ群の各レンズ１、各レンズ１に対応する各発光素子２及び発光素子２の駆動回路３３を含む半導体回路、各レンズ１に対応する各受光素子３及び受光素子３からの電気信号の増幅回路３４１及びＡ／Ｄ変換回路３４２を含む半導体回路は、ハニカム状の光学ユニットを構成し、レンズ基板の中心に位置する１つの光学ユニットの周囲に正六角形の複数のフレームが放射状に拡がり、複数の光学ユニットが各フレーム上にそれぞれの中心が位置する。
【００５６】
レンズ基板における各ハニカム状の光学ユニットは、中心に位置する１つの光学ユニットＨ０を原点として下記の座標（ハニカム座標（Ｈｏｎｅｙｃｏｍｂ　Ｃｏｏｒｄｉｎａｔｅｓ）と定義する）によって一意に指定される。

Ｈｆ（１～６ｆ）

ここで、ｆは１以上の整数であり、１～２ｆは時計回り（または反時計回り）の順序で指定される。そして、指定された順序で発光処理及び受光処理が行われる。一般的には半径及び角度で表わす円座標が周知であるが、このハニカム座標は、離散的なデジタル座標である。また、各Ｈｆ（ｓ）の変数ｓの最大値は常に「６」の倍数「６ｆ」である点に特徴がある。
【００５７】
例えば、Ｈ１の場合には、Ｈ１（１）、Ｈ１（２）、Ｈ１（３）、Ｈ１（４）、Ｈ１（５）、Ｈ１（６）で各光学ユニットが指定される。なお、Ｈ１（１）は、最上位の光学ユニットを指し、時計回り（または反時計回り）に進む（インクリメントされる）。Ｈ２の場合には、Ｈ２（１）、Ｈ２（２）～Ｈ２（１２）で各光学ユニットが指定される。また、Ｈｎ－１の場合には、Ｈｎ－１（１）、Ｈｎ－１（２）～Ｈｎ－１（６ｆ）で各光学ユニットが指定され、Ｈｎの場合には、Ｈｎ（１）、Ｈｎ（２）～Ｈｎ（６ｆ）で各光学ユニットが指定される。そして、各光学ユニットは、この順序で駆動される。すなわち、全部の光学ユニットの発光素子２を同時に駆動しないので、発光に要する電力は小さい。
【００５８】

本実施形態では、ｎ＝１５であるので、Ｈ１５の場合は、Ｈ１５（１）、Ｈ１５（２）、Ｈ１５（９０）で各光学ユニットが指定される。このように、Ｈｆごとに光学ユニットの個数が異なるので、ＣＰＵ３０１が各光学アドレスから取得される電気信号のデータをテーブルとしてストアし、且つ処理する上で不便である。このため、一定の長さのシーケンスに区切って通常のいわゆる行列型の配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝に変換する。

【００５９】

図１２は、図５（Ａ）に示されたＳＲＡＭ３０２の第１の記憶領域の配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝を示している。ＣＰＵ３０１は、図１１に示される駆動処理のシーケンスＨ１（１）、Ｈ１（２）、Ｈ１（３）、・・・Ｈｆ（１）、Ｈｆ（２）、Ｈｆ（３）、・・・Ｈｎ（１）、Ｈｎ（２）、Ｈｎ（３）、・・・Ｈｎ（６ｎ）で得られたデータをこの配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝にストアする。したがって、任意のＨｆ（ｓ）は、配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝に一意に対応する。

【００６０】

このため、ＣＰＵ３０１は、配列の変数ｐを１にセットし（ステップＳ２０１）、変数ｑを１にセットする（ステップＳ２０２）。そして、ＣＰＵ３０１は、変数ｐ、ｑをインクリメントしながら、ステップＳ２０３～Ｓ２０９の処理を繰り返す。

【００６１】

ＣＰＵ３０１は、Ｃ｛ｐ，ｑ｝で発光処理を行い（ステップＳ２０３）、Ｃ｛ｐ，ｑ｝で受光処理を行う（ステップＳ２０４）。すなわち、ＣＰＵ３０１は、Ｃ｛ｐ，ｑ｝に一意に対応するＨｆ（ｓ）で発光処理及び受光処理を行う。

【００６２】

次に、ＣＰＵ３０１は、ＳＲＡＭ３０２の対応データを参照する（ステップＳ２０５）。ＣＰＵ３０１は、対応データの参照によって血糖値を算出する（ステップＳ２０６）。ここで、「算出」という表現を行った理由は、ＣＰＵ３０１は、受光処理によって得られる電気信号の強度すなわち電圧値または電流値と完全に対応する血糖値がない場合には、比例計算によって血糖値を算出するからである。

【００６３】

次に、ＣＰＵ３０１は、算出した血糖値をＳＲＡＭ３０２の配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝にストアする（ステップＳ２０７）。次に、ＣＰＵ３０１は、変数ｑをインクリメントする（ステップＳ２０８）。すなわち、次の列を指定する。そして、ＣＰＵ３０１は、変数ｑが最後のｑの値を超えたか否かを判別する（ステップＳ２０９）。例えば、本実施形態において、７２０個の光学ユニットを２４列３０行の配列した場合に、ＣＰＵ３０１は、インクリメントしたｑの値が２４を超えたか否かを判別する。

【００６４】

ｑの値が最後のｑの値を超えていない場合には（ステップＳ２０９；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２０３に移行して、ステップＳ２０９までの処理を繰り返す。

【００６５】

ＣＰＵ３０１は、インクリメントしたｑの値が２４を超えた場合には（ステップＳ２０９；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、変数ｐをインクリメントする（ステップＳ２１０）。すなわち、次の行を指定する。そして、ＣＰＵ３０１は、変数ｐが最後のｐを超えたか否かを判別する（ステップＳ２１１）。例えば、ＣＰＵ３０１は、ｐの値が３０を超えたか否かを判別する。

【００６６】

ｐの値が最後のｐの値を超えていない場合には（ステップＳ２１１；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２０２に移行して、指定した行の変数ｑを１にセットし、ステップＳ２１１までの処理を繰り返す。

【００６７】

ｐの値が最後のｐの値を超えた場合には（ステップＳ２１１；ＹＥＳ）、すべての光学ユニットからの電気信号の強度に対応する血糖値が図１２に示されたＳＲＡＭ３０２の第１の記憶領域３０２ａにストアされたことになる。図１３は、推定前の血管４００の位置

を二点鎖線で示している。

【００６８】

次に、血管の位置を推定するＣＰＵ３０１の動作について説明する。図８において、ＣＰＵ３０１は、変数ｐ、ｊを１にセットして（ステップＳ２１２）、変数ｑ、ｋを１にセットする（ステップＳ２１３）。これは、図１２の配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝の変数と血管の位置を推定するための配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝の変数を初期値に設定する処理である。

【００６９】

ＣＰＵ３０１は、変数ｑ，ｋ，ｐ，及びｊの値をインクリメントしながら、図１２の配列を参照して、血管の位置を推定するためのデータを抽出する。すなわち、ＣＰＵ３０１は、配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝を参照して（ステップＳ２１４）、Ｃ｛ｐ，ｑ｝の血糖値が閾値ｔｈ１より大きいか否かを判別する（ステップＳ２１５）。血糖値がｔｈ１より大きい場合には（ステップＳ２１５；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、Ｃ｛ｐ，ｑ｝のデータを配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝にコピーする（ステップＳ２１６）。

【００７０】

次に、ＣＰＵ３０１は、変数ｋの値をインクリメントする（ステップＳ２１７）。さらに、変数ｑの値をインクリメントする（ステップＳ２１８）。一方、血糖値がｔｈ１以下である場合には（ステップＳ２１５；ＮＯ）、変数ｋの値はインクリメントせず、変数ｑのみをインクリメントする（ステップＳ２１８）。これは、現在の配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝の記憶領域が未だ空きであるので、インクリメントする必要がないからである。

【００７１】

ステップＳ２１８においてｑの値をインクリメントした後、ＣＰＵ３０１は、そのｑの値が最後のｑの値を超えたか否かを判別する（ステップＳ２１９）。最後のｑの値を超えない場合には（ステップＳ２１９；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２１４に移行して、ステップＳ２１９までの処理を繰り返す。

【００７２】

ステップＳ２１８でインクリメントしたｑの値が最後のｑの値を超えた場合には（ステップＳ２１９；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、現在のｐ行のすべてのｑの値が閾値ｔｈ１以下であるか否かを判別する（ステップＳ２２０）。

【００７３】

少なくとも１つのｑの値がｔｈ１より大きい場合、すなわち血管の範囲内にあると推定される場合には（ステップＳ２２０；ＮＯ）、配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝の次の行を指定するために、ｊの値をインクリメントする（ステップＳ２２１）。一方、ｐ行のすべてのｑの値が閾値ｔｈ１以下である場合には（ステップＳ２２０；ＹＥＳ）、現在の配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝のｊ行は空白であるので、ｊの値をインクリメントする必要はない。

【００７４】

したがって、ｐ行のすべてのｑの値が閾値ｔｈ１以下である場合、または、ステップＳ２２１でｊの値をインクリメントした後は、ＣＰＵ３０１は、ｐの値をインクリメントして、配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝の次の行を指定する（ステップＳ２２２）。この後、ＣＰＵ３０１は，インクリメントしたｐの値が最後のｐの値を超えたか否かを判別する（ステップＳ２２３）。

【００７５】

最後のｐの値を超えていない場合には（ステップＳ２２３；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２１３に移行して、ステップＳ２２３までの処理を繰り返す。最後のｐの値を超えた場合には（ステップＳ２２３；ＹＥＳ）、図１２の配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝の参照が終了して、血管の位置を推定する配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝の作成が終了したことになる。

【００７６】

図１４は、作成が終了した配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝すなわち血管の位置の推定結果を示す。図１５（Ａ）は、推定後の血管４００の位置をクロスハッチングで示す。

【００７７】

次に、ＣＰＵ３０１は、図９において、配列Ｅ｛ｊ、ｋ｝を参照する（ステップＳ２２

４）。ＣＰＵ３０１は、配列Ｅ｛ｊ、ｋ｝の行を指定する変数ｊの値を１にセットし（ステップＳ２２５）、列を指定するｋの値を１にセットする（ステップＳ２２６）。そして、ＣＰＵ３０１は、血管の位置の推定結果である配列Ｅ｛ｊ、ｋ｝の中から、測定精度の高い血管の範囲を確定するためにさらに血糖値の大きいデータを抽出する。

【００７８】

すなわち、ＣＰＵ３０１は、Ｅ｛ｊ、ｋ｝の血糖値が所定の閾値ｔｈ２（ｔｈ２＞ｔｈ１）より大きいか否かを判別する（ステップＳ２２７）。そして、ＣＰＵ３０１は、血糖値が閾値ｔｈ２より大きい場合には（ステップＳ２２７；ＹＥＳ）、Ｅ｛ｊ、ｋ｝のデータをマッピングする（ステップＳ２２８）。

【００７９】

すなわち、ＣＰＵ３０１は、Ｅ｛ｊ、ｋ｝のデータに対して一意に対応する図１５（Ａ）に示される推定結果の血管の位置の配列Ｈｆ（ｓ）に変換してその範囲内にあることを確認する。マッピングされたデータは、ＣＰＵ３０１内部のキャッシュメモリ（図示せず）にストされる。このマッピングは、例えば、キャッシュメモリ内のＶＲＡＭにおいて配列Ｈｆ（ｓ）展開する。

【００８０】

この後、または血糖値が閾値ｔｈ２以下である場合には（ステップＳ２２７；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ｋの値をインクリメントする（ステップＳ２２９）。そして、ＣＰＵ３０１は、指定した列のＥ｛ｊ、ｋ｝のデータがｅｎｄ（または、ＮＵＬＬ）であるか否かを判別する（ステップＳ２３０）。

【００８１】

すなわち、ＣＰＵ３０１は、その指定した列ｋから後の列にデータがないか否かを判別する。指定した列ｋにデータがストアされている場合には（ステップＳ２３０；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２２７に移行してステップＳ２３０までの処理を繰り返す。

【００８２】

指定した列ｋから後の列にデータがない場合には（ステップＳ２３０；ＹＥＳ）、ＣＰＵ３０１は、配列Ｅ｛ｊ、ｋ｝の行を指定する変数ｊの値をインクリメントする（ステップＳ２３１）。そして、ＣＰＵ３０１は、指定した行ｊの配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝がＮＵＬＬ（その行のすべての列にデータがない）か否かを判別する（ステップＳ２３２）。

【００８３】

行ｊの配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝がＮＵＬＬでない場合には（ステップＳ２３２；ＮＯ）、ＣＰＵ３０１は、ステップＳ２２６に移行してステップＳ２３２までの処理を繰り返す。

【００８４】

行ｊの配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝がＮＵＬＬである場合には（ステップＳ２３２；ＹＥＳ）、それ以降の行もＮＵＬＬであるので、図１４のすべてのデータについて参照が終了したことになる。その結果、図１５（Ｂ）に示すように、閾値ｔｈ２を超える血糖値のパターンが黒色で示される。

【００８５】

このパターンは、ほぼ直線で、かつ光学ユニット全体１０の端から端にわたって連続的に矢印の方向に延びている。これにより、ＣＰＵ３０１は、このパターンが測定精度が高い範囲であると確定する。

【００８６】

したがって、ＣＰＵ３０１は、マッピングに基づいて血糖値を算出し（ステップＳ２３３）、算出した血糖値をＳＲＡＭにストアする（ステップＳ２３４）。この場合の算出法は、閾値ｔｈ２を超える血糖値のすべてのデータの平均値を算出してもよく、さらにその中で所定の閾値ｔｈ３を超えるデータを抽出して平均値を算出してもよく、その中で最大値の血糖値に基づいて算出してもよい。

【００８７】

あるいは、図１２に示された配列Ｃ｛ｐ，ｑ｝のデータ及／または図１４に示された配列Ｅ｛ｊ，ｋ｝のデータをも考慮した周知のアルゴリズムに基づいて算出してもよい。い

ずれの場合も本実施形態による血管の位置を推定し、かつ確定する方法を適用する。

【００８８】

図１６は、ＳＲＡＭの第１の領域３０２ａにストアされている血糖値のデータを示す。ここには、９０日分の血糖値が日付ごとにストアされている。ここに新たな血糖値をストアする場合には、最も古いデータを消去して最新のデータをストアする。すなわち、データのプッシュ処理を行う。

【００８９】

ＣＰＵ３０１は、新たな血糖値のデータをストアした場合後、図１６に示されるように、９０日分の血糖値のデータの平均値（Ａｖｅｒａｇｅ）を算出して、ＨｂＡ１Ｃを算出する（ステップＳ２３５）。

【００９０】

次に、ＣＰＵ３０１は、ＳＲＡＭにストアした血糖値（ｍｇ／ｄＬ）及び算出したＨｂＡ１Ｃ（％）を日時情報とともに表示部１３に表示する（ステップＳ２３６）。

【００９１】

次に、ＣＰＵ３０１は、ＳＲＡＭの第１の記憶領域のＣ｛ｐ，ｑ｝のデータ（図１２）及びＥ｛ｊ，ｋ｝のデータ（図１４）を消去する（ステップＳ２３７）。そして、ＣＰＵ３０１は、図６のステップＳ１０１に移行して時計を表示する。

【００９２】

医療機関において採血による血糖値が測定される場合には、ユーザは、採血の直前または直後に、図１０（Ａ）に示された「血糖値測定」１３ａ（タッチスイッチ）をオンする。すなわち、採血とほぼ同時にこの装置でも血糖値を測定して、両者の相違を確認する。

【００９３】

図１７及び図１８は、採血による測定結果及び装置による測定結果（同時測定結果）を示す。両者を比較すると、血糖値及びＨｂＡ１Ｃに若干の差異が見られる。

【００９４】

このため、ユーザは、メニュー画面からデータ入力を選択して、図１８に示された測定結果を採血の測定結果に合わせて修正する。なお、この場合、採血による測定結果の方が正しい値であることが前提である。この前提の可否については、本実施形態が関与するものではない。

【００９５】

図１９は、本実施形態における血糖値測定装置１１によって行われるデータ修正を示す。装置１１の表示部１３上のタッチスイッチを用いたデータ修正では数値入力をするテンキーをすべて表示するには狭すぎるので、４個の数値入力のアイコンを表示して、タッチ操作によりサイクリックに数値を変える構成になっている。

【００９６】

図１９において、デフォルトが「３」のテンキーを２回操作すると、数値「５」が入力候補として点滅する。ここで「ＯＫ」アイコンを操作すると、数値「５」が修正データとして確定する。

【００９７】

このデータ修正操作は、外部の機器、例えば、携帯端末またはパソコンによっても行うことができる。その場合には、図１０（Ｃ）に示される通信設定を選択して、外部の機器との間で無線通信回線を確立する。

【００９８】

図２０は、本実施形態における装置１１と携帯端末１００またはパソコン２００との間で無線通信回線を確立した場合を示す。この場合には、装置１１のタッチスクリーンよりも大きなタッチスクリーンまたはキーボードを有する携帯端末１００（例えば、スマホ）のタッチスクリーン１０１またはパソコン２００のキーボード２０１によってデータ修正を行うことができる。

【００９９】

図２１は、本体から取り外された光学半導体デバイスア１２ａの平面図である。なお、

スプリング１２ｅは、本体側に固定されているのであるが、光学半導体デバイスア１２ａとの位置関係を示すためにこの図に重ねて表示されている。図２１に示されるように、光学半導体デバイスア１２ａは、本体側に装着された場合に、本体側との接続するためのコネクタ１２ｈ（１）及び１２ｈ（２）を含む。

【０１００】

図２２（Ａ）及び（Ｂ）は、スプリング１２ｅの機能を説明するために図２１のＸ－Ｘ線に沿った、かつ本体を含む断面図である。図２２（Ａ）及び（Ｂ）において、光学半導体デバイスア１２ａは、本体１２に対して図の矢印の方向に変位可能に装着される。スプリング１２ｅは、上部本体１２ｂ及び下部本体１２ｃによって形成された空間において、その一方の端が上部本体１２ｂに固定され、他方の端が平板１２ｄに固定されている。

【０１０１】

図２２（Ａ）は、スプリング１２ｅが平板１２ｄを下側に押圧している状態であり、その結果、光学半導体デバイスア１２ａは空間の最下部に位置している。したがって、コネクタ１２ｈ（１）は下部本体１２ｃのコネクタ１２ｈ（３）に接触する。この状態では、装置１１のバンドの締め具合が緩い場合には、光学半導体デバイスア１２ａと手首の表面とが密着していない可能性がある。

【０１０２】

一方、図２２（Ｂ）は、光学半導体デバイスア１２ａが下側からスプリング１２ｅを押し上げている状態である。すなわち、装置１１のバンドの締め具合が良好で、光学半導体デバイスア１２ａと手首の表面とが密着していることになる。この場合には、コネクタ１２ｈ（１）は下部本体１２ｃのコネクタ１２ｈ（３）から離れる。

【０１０３】

図２３は、コネクタ１２ｈ（１）及びコネクタ１２ｈ（３）で構成されるスイッチＳＷ１の等価回路を示す。コネクタ１２ｈ（１）は、抵抗Ｒ１を介してＧＮＤに接続されている。一方、コネクタ１２ｈ（３）は、電源Ｖｃｃに接続されている。したがって、図２２（Ａ）の場合には、ＳＷ１は閉じている（オン状態）。したがって、図５のＣＰＵ３０１の入力ポートには、ハイレベルの信号が供給される。一方、図２２（Ｂ）の場合には、ＳＷ１は開いている（オフ状態）。したがって、ＣＰＵ３０１の入力ポートには、ローレベルの信号が供給される。

【０１０４】

ＣＰＵ３０１は、入力ポートに供給される信号によって、光学半導体デバイスア１２ａが手首の表面に密着しているか否かを判別することができる。ＣＰＵ３０１は、バンドの締め具合が緩い場合には、ユーザに対して警告のメッセージを通知する。

【０１０５】

図２４は、光学半導体デバイスア１２ａが手首（図示せず）の表面に密着していない状態を示している。図２４（Ａ）において、バンド１５の締め具合が緩い場合には、図２４（Ｂ）に示されるように、表示部１３に「バンドをもっと締めて下さい」のメッセージを表示する。

【０１０６】

なお、図面では示さないが、バンド１５が適切に締められた場合、すなわち、図２４のＳＷ１がオフ状態であることを検出したときは、バンド１５の締め具合が適切である旨のメッセージを表示する。

【０１０７】

なお、図２１におけるコネクタ１２ｈ（２）は、図５において光学半導体デバイスア１２ａを本体１２ｂに接続するコネクタであり、図２２（Ａ）及び（Ｂ）に示されるように、光学半導体デバイスア１２ａの変位位置にかかわらず、本体（上部）１２ｂのコネクタ１２ｆ（１）または本体下部１２ｃのコネクタ１２ｆ（２）に接続される。

【０１０８】

以上のように、本実施形態によれば、発光素子と受光素子との微妙な光軸調整を必要とせず、かつ、使用者の血管の位置に拘束される条件を緩和して、手動的及び自動的な血糖

値の安定した血糖値の測定が可能になる。

【０１０９】

また、本実施形態によれば、ユーザが手動で測定する場合には、指で表示部１３すなわちタッチスイッチ１４を押下するので、光学半導体デバイスア１２ａはユーザの手首に密着するが、自動測定の場合でも光学半導体デバイス１２ａがユーザの手首の表面に密着しているか否かを判定できるので、ユーザに対して適切なメッセージを通知する。

【０１１０】

本実施形態の変形例として、上部本体１２ｂの空間の最上部にコネクタを設けてもよい。バンドの締め具合が強すぎて、光学半導体デバイスア１２ａのコネクタ１２ｈ（１）がこのコネクタに接触する状態になったときには、表示部１３に「バンドを少し緩めて下さい。手首を痛めます」のメッセージを表示するようにしてもよい。

【０１１１】

次に、本発明の第２の実施形態について説明する。第２の実施形態では、１つの光学ユニットの発光素子２の発光に対して、その光学ユニットの受光素子３だけでなく、その光学ユニットを取り囲む複数の光学ユニットにおける受光素子３もその発光による反射光を同時に受光する。

【０１１２】

そのために、本実施形態では、ハニカム座標の光学ユニットに対して座標変換処理を行う。任意の光学ユニットのＨｉ（ｓ）（ｉ＝０～ｎ－ｍ；ｓ＝１～６ｉ）に対して座標変換を行って変換ハニカム座標（ＴＨ０、ＴＨ１、ＴＨ２、・・・）を生成する。ここで、ｎはフレームｆの最大値であり、本実施形態の場合はｎ＝１５である。

【０１１３】

図２５（Ａ）は、１９個の光学ユニットで同時に反射光を受光する場合を示す。図２５（Ａ）に示されるように、任意の光学ユニットＨｉを中心（原点光学ユニット）とする変換ハニカム座標を作成する。これを、「浮動原点システム」と定義する。なお、座標変換テーブル（図示せず）は、図５におけるＥＥＰＲＯＭ３０３に記憶されている。

【０１１４】

ＴＨ０の発光素子から発光されて、測定対象すなわちユーザの血管を流れる血液で反射された反射光は、ＴＨ０、ＴＨ１及びＴＨ２の受光素子によって同時に受光される。したがって、反射光が拡がった場合でも、その集光率が増加する。この浮動原点システムにおいては、図２５（Ｂ）に示されるように、光学半導体デバイスア１２ａの鏡筒１２ａ（２）に浅い溝１２ａ（３）を形成して、交換レンズ１２ａ（ＥＸ）を装着できる構成にしてもよい。この交換レンズ１２ａ（ＥＸ）は、例えば、拡がった反射光を並行光線に変える非球面レンズでもよい。

【０１１５】

このように、任意の光学ユニットを原点ユニットに変換して、それを囲む複数の光学ユニットで構成されるので、レンズ基板の周辺部分は使用することができない。すなわち、境界条件を満たす必要がある。任意の光学ユニットのＨｉ（ｓ）（ｉ＝０～ｎ－ｍ；ｓ＝１～６ｉ）としたのは、最大フレームｎからフレームｍまでを除くためである。本実施形態の場合はｍ＝２であり、Ｈ０～Ｈ１３（１５－２）が原点光学ユニットの候補になり得る。したがって、浮動原点システムに使用できる光学ユニットの数は７８個である。

【０１１６】

図２５（Ｃ）は、浮動原点システムに必要な加算回路３０４及び選択回路３０５の構成を示す。ＣＰＵ３０１は、浮動原点システムにおける複数の光学ユニットのハニカム座標を選択する指令を選択回路３０５に出力する。その結果、加算回路３０４で加算された電気信号がＣＰＵ３０１に入力される。

【０１１７】

この場合において、加算回路３０４は、ハードウェアではなく、ソフトウェアによってプログラマブルに構成される。したがって、ＣＰＵ３０１は選択回路３０５で１つだけのハニカム座標の受光回路３４を選択できる。この結果、加算回路３０４の構成をソフトウ

ェアによってスキップすれば、第１の実施形態と同一になる。すなわち、第１の実施形態と第２の実施形態とはハードウェアに何ら相違はなく、ソフトウェアによる動作モードの遷移によって実現される。

【０１１８】

本実施形態では、浮動原点システムを７８個の光学ユニットから選択された１９個の光学ユニットで構成したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、加算回路３０４及び選択回路３０５をプログラマブル論理回路（ＰＬＣ）で構成し、任意の組み合わせで構成することができる。

【０１１９】

以上のように、本実施形態によれば、浮動原点システムによって反射光が拡がる場合であっても、その集光率を増加することができる。

【０１２０】

次に、本発明の第３の実施形態について、図２６及び２７を参照して説明する。本実施形態においては、装置１１の本体１２から分離された光学半導体デバイスア１２ａと携帯端末との協働によって血糖値の測定を行う。

【０１２１】

光学半導体デバイスア１２ａを本体１２ｂから分離する際に、上記したように、フックスイッチ１２ｇ（１）の押圧操作及びヒンジ１２ｇ（２）の回転動作を行う。この場合において、光学半導体デバイスア１２ａが装置１１から分離されると、図２３に示されたＳＷ１オフ状態になり、図５の表示部１３（タッチスイッチ１４）及び時計部３１との接続がなくなるだけなのでハードウェア的には問題ない。しかし、バンドの締め具合を検出し、かつメッセージを表示するルーチンは、ソフトウェアによって「スキップ」する必要がある。そのため、例えば、時計部３１からの時刻情報の入力が無い時には、ＣＰＵ３０１は、このスキップ処理をする必要がある。

【０１２２】

装置１１の本体から分離された光学半導体デバイスア１２ａは、以下に説明するように、独立したデバイスとして機能する。

【０１２３】

図２６は、携帯端末（スマートフォン）用のケース３００を示し、図２６（Ａ）はその平面図、図２６（Ｂ）は図６（Ａ）のＹ－Ｙ線に沿った断面図である。この図において、携帯端末を収容する空間に隣接して光学半導体デバイス１２ａを収容する半円形の凹部３０２が形成され、及び円形の穴３０３が形成されている。

【０１２４】

図２７は、ケース３００に携帯端末１００及び光学半導体デバイス１２ａを装着した場合を示している。携帯端末１００と光学半導体デバイス１２ａとの間を近距離無線通信のブルートゥース（登録商標）によって無線接続する。すなわち、光学半導体デバイス１２ａは、装置１１に装着された場合に、図５（Ａ）に示した表示部１３（タッチスイッチ１４）及び時計部３１に代えて、携帯端末１００の表示部１０１（タッチスイッチ１０１ａ）及び時計機能を利用する。

【０１２５】

そのため、携帯端末１００には、装置１１用のアプリケーション・ソフトがあらかじめインストールされているか、または装着後にインストールされる。

【０１２６】

図２７（Ａ）は、携帯端末１００の表示部１０１を示し、図２７（Ｂ）は、光学半導体デバイス１２ａの測定面１を示す。携帯端末１００の表示部１０１は、装置１１の表示部１３より大きいので、選択候補のメニュー１０１ａを表示できる。

【０１２７】

携帯端末１００は、随時、自身のアプリを起動して、血糖値測定モードに遷移できる。血糖値測定モードでは、自身の制御部ではなく、光学半導体デバイス１２ａのＣＰＵ３０１の制御に従って動作する。ただし、この血糖値測定モードでは、図２７（Ａ）に示され

るように、切断処理のタッチスイッチ１０１ｂのアイコンを常に表示して、本来の携帯端末１００の動作モードに遷移できる。

【０１２８】

なお、測定面１は、ケース３００の表面から若干突き出る構成になっている。したがって、ユーザは、片手の掌にこの測定面１を密着させた状態で、もう片方の手で携帯端末１００を操作することで、測定面１に密着している血管が多く集まっている掌の血糖値を検出することができる。

【０１２９】

以上のように、本実施形態によれば、独立した電子部品としての光学半導体デバイスア１２ａと携帯端末１００とを組み合わせることで、ユーザの体のあらゆる部位で、血糖値を測定できるので、測定の自由度及び利便性が向上する。

【０１３０】

上記第１ないし第３の実施形態は、本発明の例示的な実施形態にすぎず、本発明はこれらの実施形態に限定されるものではない。上記各実施形態に基づいて当業者が容易に想到できる変形例及び修正された実施形態も、この明細書に添付した特許請求の範囲の主旨から逸脱しない限り、本発明の範囲に包摂される。

【０１３１】

例えば、レンズ基板のすべてを光学ユニットで構成せずに、その一部をＣＣＤ（Ｃａｒｇｅ　Ｃｏｕｐｌｅｄ　Ｄｅｖｉｃｅ；電荷結合素子）型またはＭＯＳ（Ｍｅｔａｌ　Ｏｘｉｄｅ　Ｓｅｍｉｃｏｎｄｕｃｔｏｒ；金属酸化膜半導体）型の撮像素子で構成してもよい。２０１７年現在の製造技術では、１つの光学ユニットの領域に対して２万画素の撮像素子が実現可能である。

【０１３２】

例えば、光学半導体デバイスアを携帯端末と組み合わせた場合、１個の光学ユニットを囲む１８個の光学ユニットに相当する領域を３８万画素の撮像素子によって、血管の位置を表示部に表示しながら、血糖値を測定することができる。

【０１３３】

また、光学半導体デバイスアを携帯端末と組み合わせた場合、光学半導体デバイスアに装着する交換レンズの鏡筒の形状の自由度が拡がる。したがって、様々な光学系を用いて血糖値の測定が可能になる。

【０１３４】

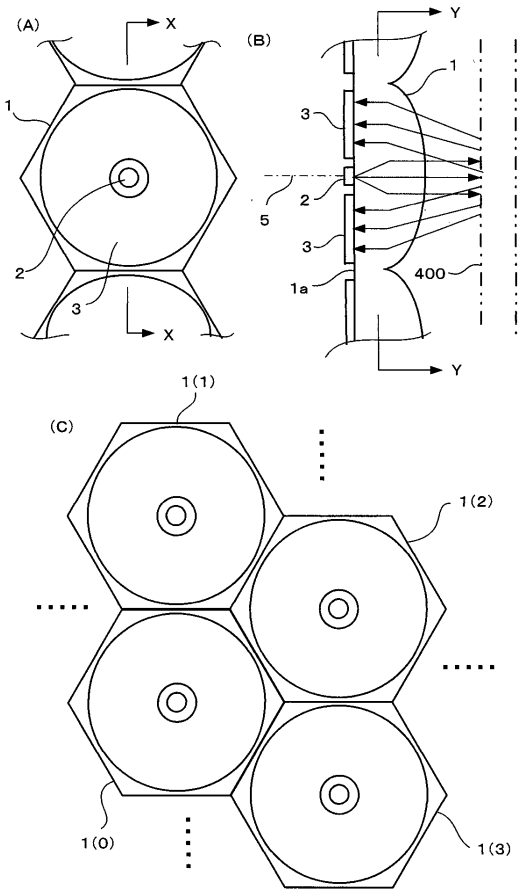
さらに、光学半導体デバイスアを携帯端末と組み合わせた場合、ズーミング機能の交換レンズが可能になるので、スーパーマーケット等の食品売り場において、食品の糖度を測定することができる。したがって、糖質制限の食事療法を行っている糖尿病患者または予備段階のユーザには極めて有効である。

【符号の説明】

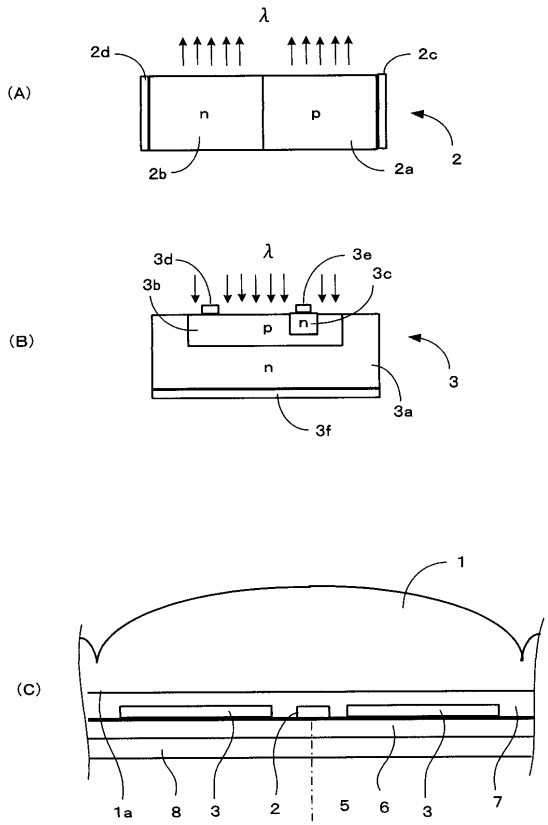
【０１３５】

１　レンズ
２　発光素子
３　受光素子
１１　血糖値測定装置
１２　本体
１２ａ　光学半導体デバイス
１３　表示部
３３　駆動回路
３４　受光回路
３０１　ＣＰＵ
３０２　ＳＲＡＭ

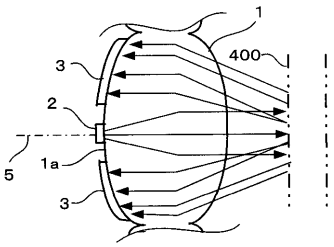
【図１】


(A)
X
1
2
3
X
(B)
Y
1
3
2
5
3
1a
400
Y
(C)
1(1)
1(2)
1(0)
1(3)

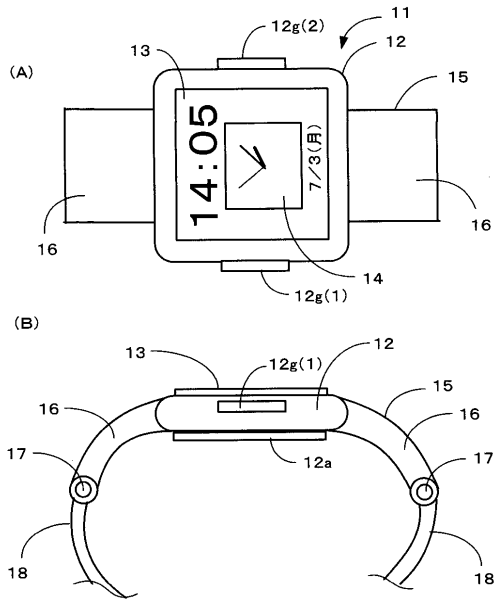
【図２】


λ
(A)
2d
2c
n
p
2b
2a
2
(B)
3d
λ
3e
3b
3c
p
n
n
3
3a
3f
(C)
1
1a
8
3
2
5
6
3
7

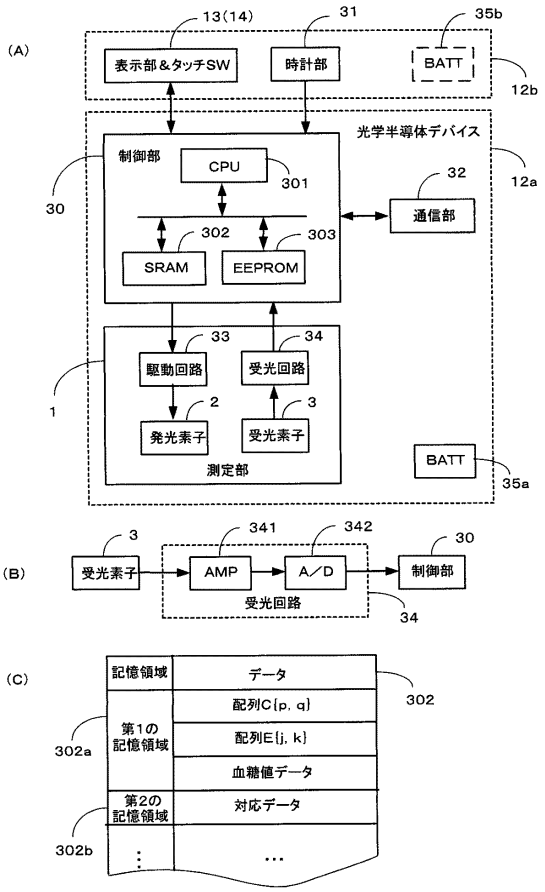
【図３】


1
400
3
2
5
1a
3

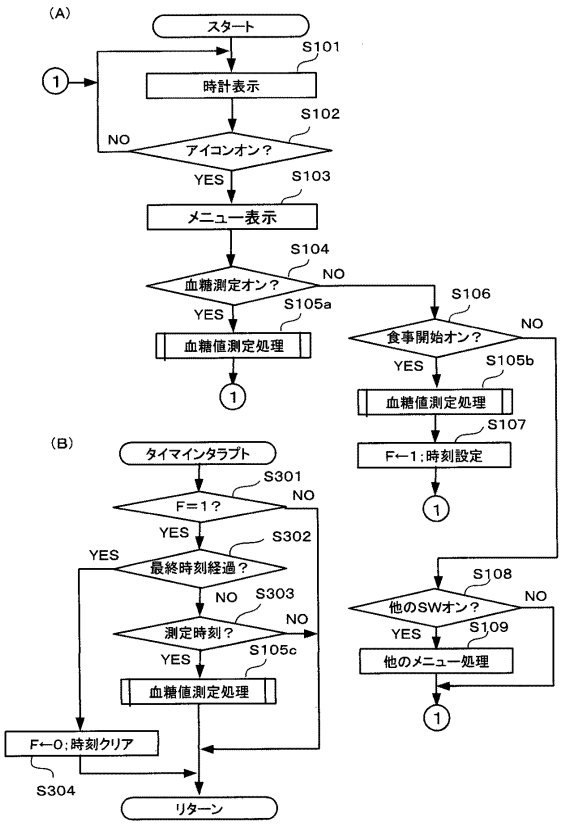
【図４】


(A)
12g(2)
11
13
12
15
14:05
7/3(月)
16
16
14
12g(1)
(B)
13
12g(1)
12
15
16
16
17
12a
17
18
18

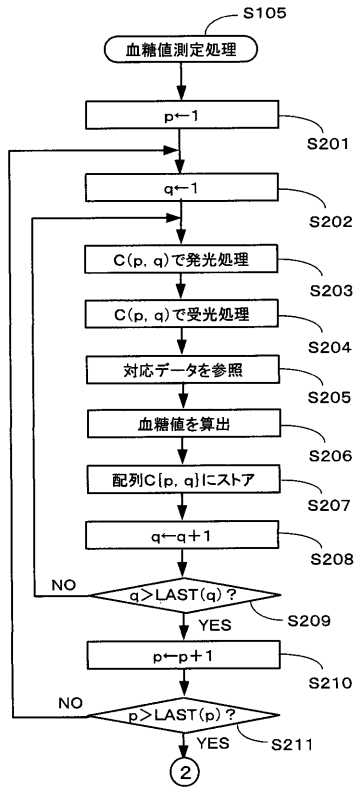
【図５】


(A)
13(14)
31
35b
表示部＆タッチSW
時計部
BATT
12b
光学半導体デバイス
制御部
CPU
301
32
30
通信部
302
303
SRAM
EEPROM
12a
33
34
駆動回路
受光回路
2
3
1
発光素子
受光素子
測定部
BATT
35a
(B)
3
341
342
30
受光素子
AMP
A／D
制御部
受光回路
34
(C)
記憶領域
データ
302
配列C[p, q]
302a
第1の記憶領域
配列E[j, k]
血糖値データ
第2の記憶領域
対応データ
302b
…

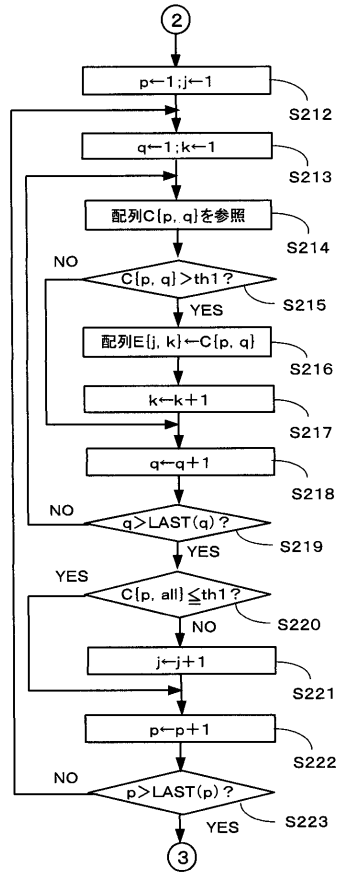
【図６】


(A)
スタート
S101
時計表示
S102
NO
アイコンオン？
YES
S103
メニュー表示
S104
血糖測定オン？
NO
YES
S105a
血糖値測定処理
S106
食事開始オン？
NO
YES
S105b
血糖値測定処理
S107
F←1；時刻設定
(B)
タイマインタラプト
S301
F＝1？
NO
YES
S302
最終時刻経過？
YES
NO
S303
測定時刻？
NO
YES
S105c
血糖値測定処理
S108
他のSWオン？
NO
YES
S109
他のメニュー処理
F←0；時刻クリア
S304
リターン

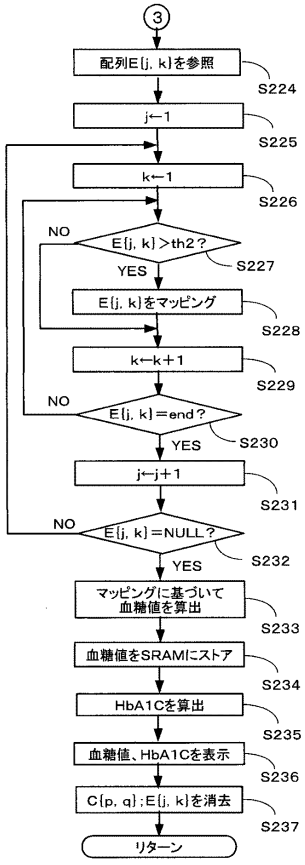
【図７】


S105
血糖値測定処理
p←1
S201
q←1
S202
C(p, q)で発光処理
S203
C(p, q)で受光処理
S204
対応データを参照
S205
血糖値を算出
S206
配列C[p, q]にストア
S207
q←q+1
S208
NO
q>LAST(q)？
S209
YES
p←p+1
S210
NO
p>LAST(p)？
YES
S211
2

【図８】

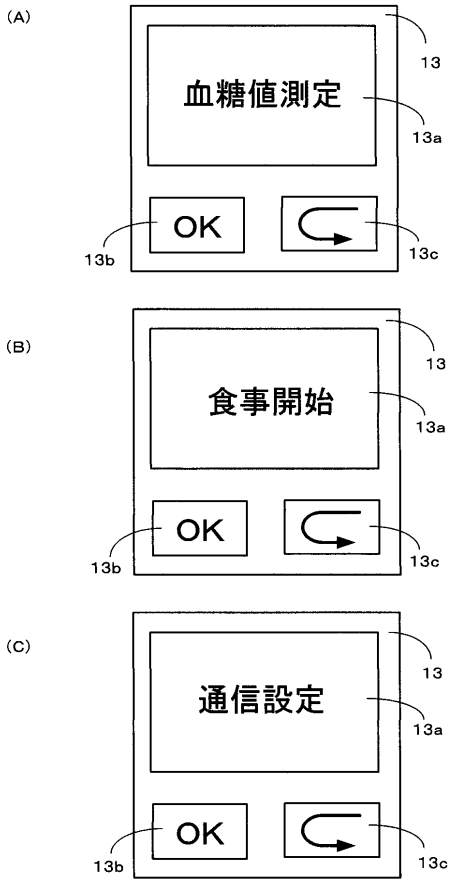

2
p←1；j←1
S212
q←1；k←1
S213
配列C[p, q]を参照
S214
NO
C[p, q]＞th1？
S215
YES
配列E[j, k]←C[p, q]
S216
k←k+1
S217
q←q+1
S218
NO
q＞LAST(q)？
S219
YES
YES
C[p, all]≦th1？
S220
NO
j←j+1
S221
p←p+1
S222
NO
p＞LAST(p)？
YES
S223
3

【図９】

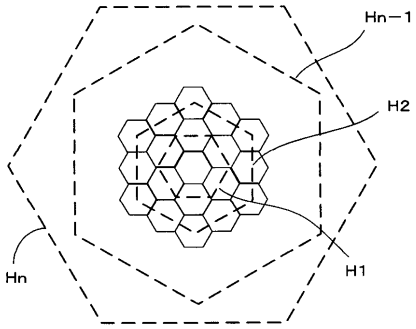


8／18

【図１０】



【図１１】

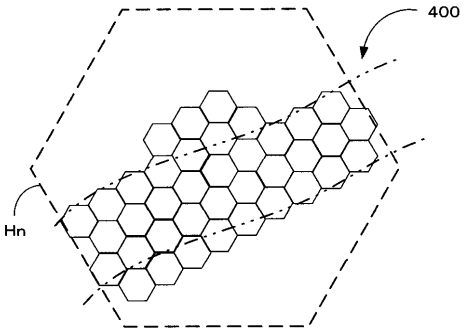


【図１２】

C[p, q]　302a

p＼q	1	2	3	…
1	[1, 1]	[1, 2]	[1, 3]	…
2	[2, 1]	[2, 2]	[2, 3]	…
3	[3, 1]	[3, 2]	[3, 3]	…
⋮	…	…	…	…

【図１３】



【図１４】

E[j, k]　302a

j＼k	1	2	3	4	5	6	…
1	[1, 2]	[1, 3]	[1, 4]	[1, 6]	end		
2	[2, 3]	[2, 4]	[2, 5]	[2, 8]	[2, 9]	[2, 10]	end
3	[3, 4]	[3, 5]	[3, 6]	[3, 12]	[3, 13]	[3, 14]	end
4	[4, 5]	[4, 6]	[4, 7]	[4, 16]	[4, 17]	[4, 18]	end
5	[5, 7]	[5, 8]	[5, 20]	end			
6							
⋮							

【図１６】

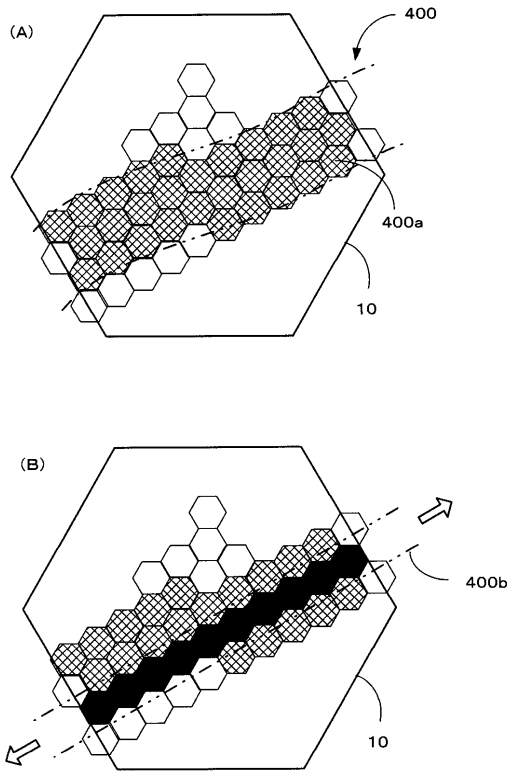
血糖値データ

PUSH

NO.	年月日	血糖値(ml)
01	2017／07／02	132
02	2017／07／01	134
03	2017／06／30	137
⋮	⋮	⋮
89	2017／04／03	140
90	2017／04／04	138
	Average	136

302a

【図１５】



【図１７】

採血測定結果
測定日時2017年7月3日10時30分
血糖値 135 ml
HbA1C 7. 3 %
保存領域 sram. a3001
フォルダ名 gluc. ＊＊＊
ファイル名 blood. 17031030

【図１８】

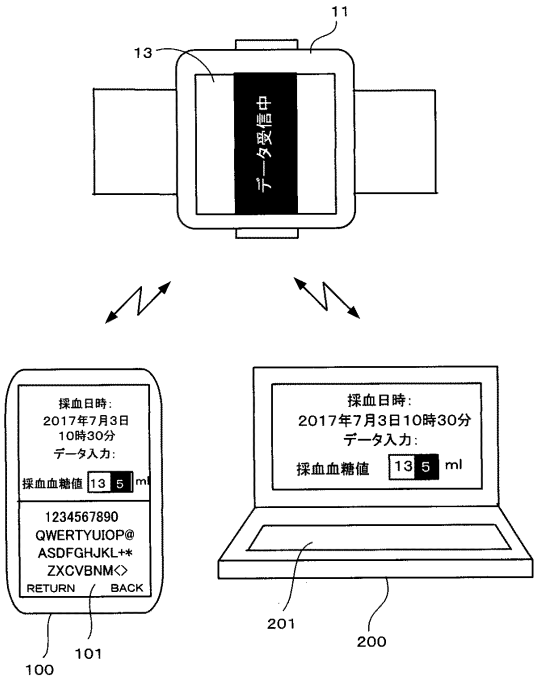
同時測定結果
測定日時2017年7月3日10時38分
血糖値 132 ml
HbA1C 7. 2 %
保存領域 sram. a3001
フォルダ名 gluc. ＊＊＊
ファイル名 device. 17031038

【図１９】

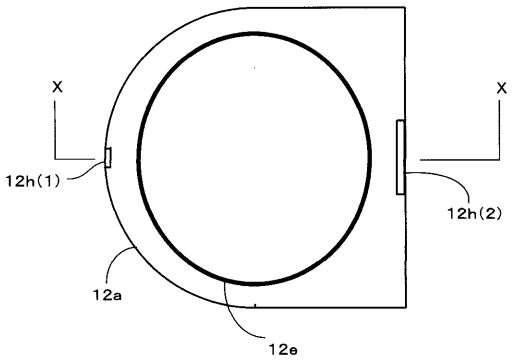
測定日時2017年7月3日10時30分
データ入力:採血血糖値 13 5 ml

1	5
7	9
OK	戻る

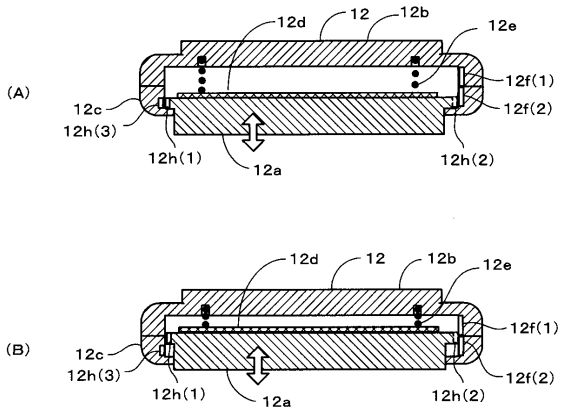
【図２０】



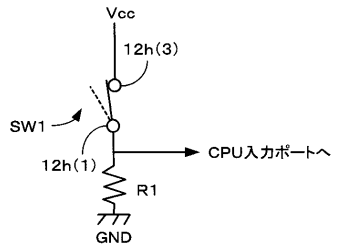
【図２１】



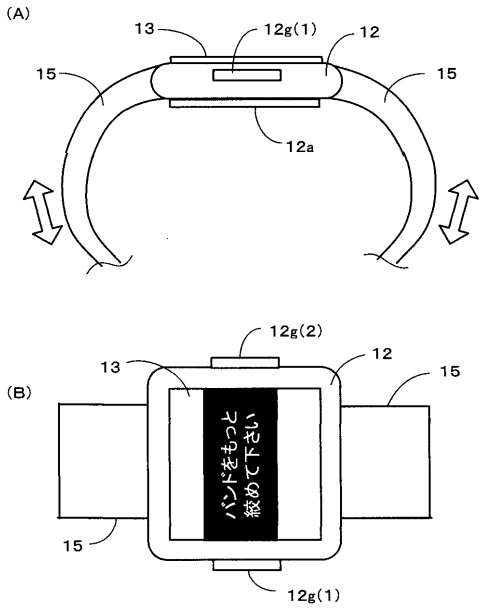
【図２２】



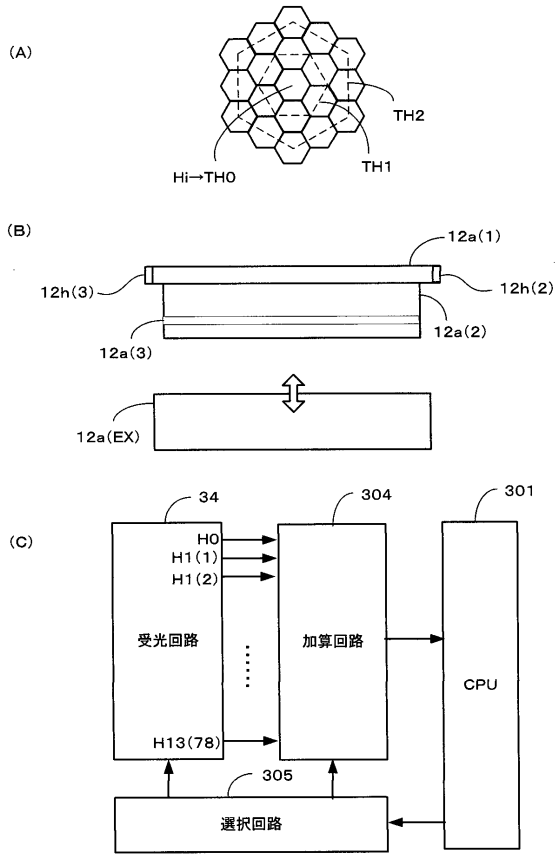
【図２３】



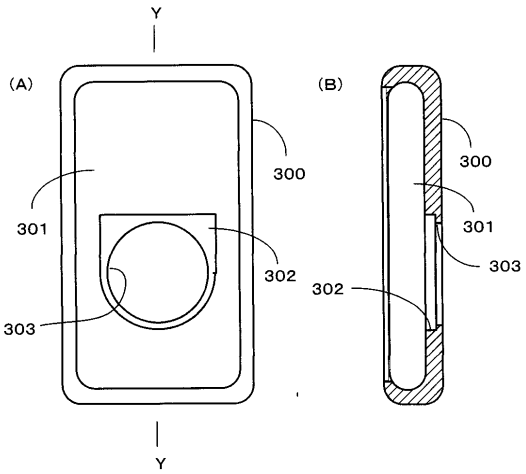
【図２４】



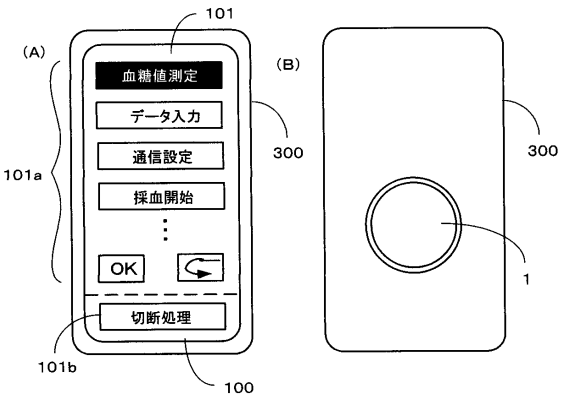
【図２５】


(A)
TH2
TH1
Hi→TH0
(B)
12a(1)
12h(3)
12h(2)
12a(2)
12a(3)
12a(EX)
(C)
34
304
301
H0
H1(1)
H1(2)
受光回路
加算回路
CPU
H13(78)
305
選択回路

【図２６】


Y
(A)
(B)
300
301
302
303
Y

【図２７】


101
(A)
血糖値測定
データ入力
通信設定
採血開始
OK
切断処理
101a
101b
100
(B)
300
1

フロントページの続き

(56)参考文献 特開２０１５－０８１９１６（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１４／０１０７４９３（ＵＳ，Ａ１）
特表２０１７－５１４６５７（ＪＰ，Ａ）
特開２０１３－０３１５９７（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－１７２０９５（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　５／００－５／２２