

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-136183

(P2017-136183A)

(43) 公開日 平成29年8月10日(2017.8.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/107 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 0 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-18550 (P2016-18550)
 (22) 出願日 平成28年2月3日 (2016.2.3)

(71) 出願人 000002369
 セイコーエプソン株式会社
 東京都新宿区新宿四丁目1番6号
 (74) 代理人 110000028
 特許業務法人明成国際特許事務所
 (72) 発明者 小出 泰紀
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
 (72) 発明者 戸谷 隆史
 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
 Fターム(参考) 4C038 KK01 KK10 KL05 KL07 KM01
 VA04 VB12 VC02

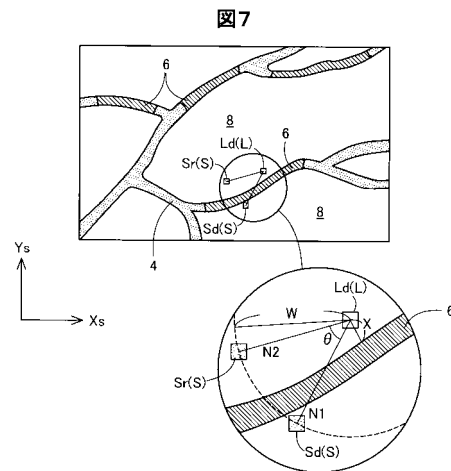
(54) 【発明の名称】 生体情報取得装置及び生体情報取得方法

(57) 【要約】

【課題】 生体情報を精度良く取得する技術を提供する。

【解決手段】 生体情報取得装置は、測定用発光部から照射された光を、複数の受光部のうち、測定用発光部から第1の距離よりも大きな第2の距離だけ離れた受光部を測定用受光部として選択して第1の受光結果を取得し、測定用発光部から照射された光を、複数の受光部のうち、測定用発光部から第2の距離だけ離れた受光部をリファレンス用受光部として選択して第2の受光結果を取得し、第1の受光結果と第2の受光結果とを用いて、生体情報を取得する生体情報取得装置であって、測定用発光部と測定用受光部とを結ぶ第1の線分は血管の上を通り、測定用発光部とリファレンス用受光部とを結ぶ第2の線分は血管の上を通らず、第1の線分と第2の線分とが成す角の角度が45°以下である。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体へ光を照射する複数の発光部と、
前記生体を透過した光を受光する複数の受光部と、
前記複数の発光部と前記複数の受光部とを制御する制御部と、を備え、
前記制御部は、

前記複数の発光部の少なくとも一つを発光させることにより前記生体の血管の位置を特定し、

前記複数の発光部のうち、前記血管から第 1 の距離だけ離れた発光部を測定用発光部として選択して発光させ、

前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第 1 の距離よりも大きな第 2 の距離だけ離れた受光部を測定用受光部として選択して第 1 の受光結果を取得し、

前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第 2 の距離だけ離れた受光部をリファレンス用受光部として選択して第 2 の受光結果を取得し、

前記第 1 の受光結果と前記第 2 の受光結果とを用いて、生体情報を取得する生体情報取得装置であって、

前記測定用発光部と前記測定用受光部とを結ぶ第 1 の線分は前記血管の上を通り、

前記測定用発光部と前記リファレンス用受光部とを結ぶ第 2 の線分は前記血管の上を通らず、

前記第 1 の線分と前記第 2 の線分とが成す角の角度が 45° 以下である、生体情報取得装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の生体情報取得装置であって、

受発光領域内において、それぞれ規則的に配列された複数の発光素子及び複数の受光素子を有するセンサーモジュールを備え、

前記制御部は、前記受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する発光領域を選択し、前記発光領域内の複数の発光素子を前記測定用発光部として発光させる、生体情報取得装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体情報取得装置であって、

受発光領域内において、それぞれ規則的に配列された複数の発光素子及び複数の受光素子を有するセンサーモジュールを備え、

前記制御部は、

前記受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する第 1 受光領域及び第 2 受光領域を選択し、前記第 1 受光領域内の複数の受光素子を前記測定用受光部として受光させるとともに、前記第 2 受光領域内の複数の受光素子を前記リファレンス用受光部として受光させる、生体情報取得装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の生体情報取得装置であって、

前記生体情報は、前記生体の血液中のグルコース濃度を含む、生体情報取得装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の生体情報取得装置であって、

前記生体情報は、前記生体の血液中の酸素飽和度を含む、生体情報取得装置。

【請求項 6】

生体へ光を照射する複数の発光部と、前記生体を透過した光を受光する複数の受光部と、を備える生体情報取得装置により生体情報を取得する生体情報取得方法であって、

前記複数の発光部の少なくとも一つを発光させることにより前記生体の血管の位置を特定する工程と、

10

20

30

40

50

前記複数の発光部のうち、前記血管から第 1 の距離だけ離れた発光部を測定用発光部として選択して発光させる工程と、

前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第 1 の距離よりも大きな第 2 の距離だけ離れた受光部を測定用受光部として選択して第 1 の受光結果を取得する工程と、

前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第 2 の距離だけ離れた受光部をリファレンス用受光部として選択して第 2 の受光結果を取得する工程と、

前記第 1 の受光結果と前記第 2 の受光結果とを用いて、生体情報を取得する工程、とを備え、

前記測定用発光部と前記測定用受光部とを結ぶ第 1 の線分は前記血管の上を通り、

前記測定用発光部と前記リファレンス用受光部とを結ぶ第 2 の線分は前記血管の上を通らず、

前記第 1 の線分と前記第 2 の線分とが成す角の角度が 45° 以下である、生体情報取得方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報取得装置及び生体情報取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、血管や血管中の血液に関する生体情報を取得する生体情報取得装置が知られている（例えば、特許文献 1）。特許文献 1 には、照射位置に存在する発光素子から照射された光を、(i) 測定用受光位置に存在する受光素子が取得した受光結果と、(ii) リファレンス用受光位置に存在するリファレンス用受光素子が取得した受光結果と、を用いて、生体情報を取得する旨が記載されている。

【0003】

特許文献 1 及び 2 の技術において、照射位置と、測定用受光位置と、リファレンス用受光位置との位置関係は、以下のとおりである。つまり、(i) 照射位置と測定用受光位置との間の中央部に測定対象の血管部位が位置し、(ii) 照射位置とリファレンス用受光位置との間に測定対象の血管部位が存在しないように位置する。また、リファレンス用受光位置は、照射位置と測定用受光位置とを結ぶ延長線上であって、照射位置から見て測定用受光位置とは反対側に位置する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2015 - 142666 号公報

【特許文献 2】特開 2014 - 124455 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、特許文献 1 及び 2 の技術において、照射位置に対して測定用受光位置とリファレンス用受光位置とが離れている。このため、測定用発光位置から発せられた光が測定用受光位置へ進む光路における生体の構造は、測定用発光位置から発せられた光がリファレンス用へ進む光路における生体の構造と大きく異なる場合があるため、血管に関連した生体情報を得る上では、生体情報を十分な精度で得られない場合がある。このため、血管に関連した生体情報を精度良く取得する技術が望まれていた。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の

10

20

30

40

50

形態または適用例として実現することが可能である。

【0007】

(1) 本発明の第1の形態によれば、生体情報取得装置が提供される。この生体情報取得装置は、生体へ光を照射する複数の発光部と、前記生体を透過した光を受光する複数の受光部と、前記複数の発光部と前記複数の受光部とを制御する制御部と、を備え、前記制御部は、前記複数の発光部の少なくとも一つを発光させることにより前記生体の血管の位置を特定し、前記複数の発光部のうち、前記血管から第1の距離だけ離れた発光部を測定用発光部として選択して発光させ、前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第1の距離よりも大きな第2の距離だけ離れた受光部を測定用受光部として選択して第1の受光結果を取得し、前記測定用発光部から照射された光を、前記複数の受光部のうち、前記測定用発光部から前記第2の距離だけ離れた受光部をリファレンス用受光部として選択して第2の受光結果を取得し、前記第1の受光結果と前記第2の受光結果とを用いて、生体情報を取得する生体情報取得装置であって、前記測定用発光部と前記測定用受光部とを結ぶ第1の線分は前記血管の上を通り、前記測定用発光部と前記リファレンス用受光部とを結ぶ第2の線分は前記血管の上を通らず、前記第1の線分と前記第2の線分とが成す角の角度が45°以下である。

10

測定用発光部と測定用受光部とを結ぶ第1の線分と、測定用発光部とリファレンス用受光部とを結ぶ第2の線分とが成す角の角度が45°以下であることにより、測定用発光部により発せられた光が測定用受光部へ進む光路における生体の構造は、リファレンス用発光部により発せられた光がリファレンス用受光部へ進む光路における生体の構造と血管以外の点で近似するため、本実施形態の生体情報取得装置によれば、血管に関連した生体情報を精度良く取得することができる。

20

【0008】

(2) 上記生体情報取得装置において、受発光領域内において、それぞれ規則的に配列された複数の発光素子及び複数の受光素子を有するセンサーモジュールを備え、前記制御部は、前記受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する発光領域を選択し、前記発光領域内の複数の発光素子を前記測定用発光部として発光させてもよい。

一つの発光部が、より小さな複数の発光素子の集合で形成されるので、発光部の位置を小さな発光素子のピッチの単位で選択することができるため、本実施形態の生体情報取得装置によれば、発光部を選択する自由度が向上する。また、一つの発光部が一つの発光素子で形成されている場合と比較して、本実施形態の生体情報取得装置は、十分な発光強度を得ることができる。この結果として、本実施形態の生体情報取得装置によれば、血管に関連した生体情報を精度良く取得することができる。

30

【0009】

(3) 上記生体情報取得装置において、受発光領域内において、それぞれ規則的に配列された複数の発光素子及び複数の受光素子を有するセンサーモジュールを備え、前記制御部は、前記受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する第1受光領域及び第2受光領域を選択し、前記第1受光領域内の複数の受光素子を前記測定用受光部として受光させるとともに、前記第2受光領域内の複数の受光素子を前記リファレンス用受光部として受光させてもよい。

40

一つの受光部が、より小さな複数の受光素子の集合で形成されるので、受光部の位置を小さな受光素子のピッチの単位で選択することができるため、本実施形態の生体情報取得装置によれば、受光部を選択する自由度が向上する。また、一つの受光部が一つの受光素子で形成されている場合と比較して、本実施形態の生体情報取得装置は、十分な受光強度を得ることができる。この結果として、本実施形態の生体情報取得装置によれば、血管に関連した生体情報を精度良く取得することができる。

【0010】

(4) 上記生体情報取得装置において、前記生体情報は、前記生体の血液中のグルコース濃度を含んでもよい。

本実施形態の生体情報取得装置によれば、血液中のグルコース濃度を取得することがで

50

きる。

【0011】

(5) 上記生体情報取得装置において、前記生体情報は、前記生体の血液中の酸素飽和度を含んでもよい。

本実施形態の生体情報取得装置によれば、血液中の酸素飽和度を取得することができる。

【0012】

本発明は、上述した形態以外の種々の形態でも実現可能であり、例えば、生体へ光を照射する複数の発光部と、前記生体を透過した光を受光する複数の受光部と、を備える生体情報取得装置により生体情報を取得する生体情報取得方法や、この方法を実現するコンピュータプログラム、及び、コンピュータプログラムを格納する一時的でない記録媒体 (non-transitory storage medium) 等の形態等で実現することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第1実施形態における生体情報取得装置の構成を示す模式図。

【図2】センサーモジュールの一部を示す平面模式図。

【図3】センサーモジュールの構成図。

【図4】血管パターン(血管位置)を取得する様子を説明する模式図。

【図5】生体画像に基づいて得られる血管パターンの例を示す図。

【図6】図5の血管パターンに基づいて得られる測定対象の血管部位の一例。

【図7】発光部と受光部との選択について説明する図。

【図8】生体組織内での光の伝播を説明する図。

【図9】発光部と発光素子との関係及び受光部と受光素子との関係を示す図。

【図10】本実施形態における血糖値測定装置の機能構成図。

【図11】血管部位データのデータ構成の一例を示す図。

【図12】血糖値測定処理の流れを説明するフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

A. 第1実施形態：

A1. 装置構成：

図1は、第1実施形態における生体情報取得装置10の構成を示す模式図である。生体情報取得装置10は、光を用いて使用者2の生体情報を非侵襲に測定する生体情報取得装置である。本実施形態では、生体情報として、使用者2の血液中のグルコース濃度である血糖値を取得する。生体情報取得装置10は、血糖値測定装置10とも呼ぶ。生体情報取得装置10は、腕時計型であり、本体ケース12と、本体ケース12を使用者2の手首や腕等の測定部位に装着固定するための固定バンド14とを備えて構成されるウェアラブル装置(ウェアラブル機器)である。

【0015】

本体ケース12の表面(使用者2に装着したときに外向きになる面)には、タッチパネル16や操作スイッチ18が設けられている。このタッチパネル16や操作スイッチ18を用いて、使用者2が測定開始指示の入力を行ったり、測定結果がタッチパネル16に表示されたりすることができる。

【0016】

また、本体ケース12の側面には、外部装置と通信するための通信装置20と、メモリーカード22のリーダーライター24とが設けられている。通信装置20は、有線ケーブルを着脱するためのジャックや、或いは、無線通信を行うための無線通信モジュール及びアンテナにより実現される。メモリーカード22は、フラッシュメモリーや強誘電体メモリー(FERAM: Ferroelectric Random Access Memory)、磁気抵抗メモリー(MRAM: Magnetoresistive Random Access Memory)等のデータ書き換えが可能な不揮発性メモリーである。

10

20

30

40

50

【0017】

また、本体ケース12の裏面には、センサーモジュール50が使用者2の皮膚面に接触可能に設けられている。センサーモジュール50は、使用者2の皮膚面に測定光を照射し、使用者2の体を透過もしくは反射した光を受光する測定用のデバイスであり、光源内蔵の薄型イメージセンサーとなっている。

【0018】

更に、本体ケース12には、充電式のバッテリー26と、制御基板30と、が内蔵されている。バッテリー26への充電方式としては、本体ケース12の背面側に電気接点を設け、家庭用電源に接続されたクレードルにセットし、電気接点を介してクレードル経由で充電される構成でも良いし、無線式充電でも良い。

10

【0019】

制御基板30には、CPU (Central Processing Unit) と、メインメモリーと、測定データ用メモリーと、タッチパネルコントローラーと、センサーモジュールコントローラーとが搭載されている。メインメモリーは、プログラムや初期設定データを格納したり、CPUの演算値を格納することができる記憶媒体であり、RAMやROM (Read Only Memory)、フラッシュメモリー等で実現される。なお、プログラムや初期設定データ、メモリーカード22に記憶されている構成でも良い。測定データ用メモリーは、測定データを記憶するための記憶媒体であり、フラッシュメモリーや強誘電体メモリー (FERAM)、磁気抵抗メモリー (MRAM) 等のデータ書き換え可能な不揮発性メモリーによって実現される。なお、測定データをメモリーカード22に記憶する構成でも良い。

20

【0020】

図2及び図3は、センサーモジュール50の構成図である。図2はセンサーモジュール50の一部を示す平面模式図であり、図3はセンサーモジュール50の断面模式図である。図2に示すように、センサーモジュール50は、その受発光領域内において、それぞれ規則的に配列された複数の発光素子53及び複数の受光素子59を有する。ここで、受発光領域とは、複数の発光素子53及び受光素子59を包含する領域をいう。

【0021】

図3に示すように、センサーモジュール50は、多数の発光素子53を平面状に二次元配列した発光層52と、受光層58へ向かう光以外を選択的に遮断する遮光層54と、近赤外線を選択的に透過させる分光層56と、多数の受光素子59を平面状に二次元配列した受光層58とを積層して構成された光学センサーである。そして、このセンサーモジュール50は、正面側 (発光層52の側の面) が使用者2の皮膚面に向くように、本体ケース12の裏面側に設けられている。

30

【0022】

発光素子53は、生体へ光を照射する部位であり、例えばLED (Light Emitting Diode) やOLED (Organic light-emitting diode) 等により実現される。本実施形態では、血糖値 (血液中のグルコース濃度) を測定するため、発光素子53は、皮下透過性を有する近赤外線を含む光を発光可能な素子とする。

【0023】

受光素子59は、生体を透過又は反射した光を受光し、受光量に応じた電気信号を出力する部位であり、例えばCCD (Charge Coupled Device Image Sensor) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor Image Sensor) 等の撮像素子で実現される。また、1つの受光素子59は、検量に必要な各波長成分を受光する複数の素子を含む。

40

【0024】

図2に示すように、発光素子53及び受光素子59は、共通の $X_s - Y_s$ 直交座標系で定義されるマトリクス状に配置されている。そして、発光素子53と受光素子59とは、それぞれにおける X_s , Y_s 軸方向それぞれの配置間隔が同一であるが、 $X_s - Y_s$ 平面において互い違いとなるように配置される。すなわち、発光素子53と受光素子59との X_s , Y_s 軸方向の位置が、互いに所定長だけずれるように配列されている。

【0025】

50

なお、発光素子 5 3 及び受光素子 5 9 それぞれの配置間隔は、適宜設定可能である。例えば、配置間隔は、1 ~ 5 0 0 μm とすると好適であり、製造コストと測定精度との兼ね合いから、例えば 5 0 ~ 2 0 0 μm とすることもできる。また、発光素子 5 3 と受光素子 5 9 とが積層された構成に限らず、発光素子 5 3 と受光素子 5 9 とが並置されていてよい。

【 0 0 2 6 】

A 2 . 測定原理 :

(A) 血糖値の測定

本実施形態における血糖値の測定原理について説明する。測定にあたり、血糖値測定装置 1 0 は、センサーモジュール 5 0 が使用者 2 の皮膚面に密着するようにして固定バンド 1 4 で固定される。センサーモジュール 5 0 を皮膚面に密着させることで、測定光の皮膚面での反射や皮膚面付近での散乱といった測定精度を下げる要因を抑制することができる。そして、センサーモジュール 5 0 の直下の生体組織内における血管を測定対象として設定し、測定光がこの血管を透過した透過光を含む光を受光して吸光スペクトルを求め、血糖値を推定演算する。

10

【 0 0 2 7 】

(A - 1) 血管パターンの取得

具体的には、先ず、皮膚面から見た血管パターン (血管位置) を取得する。血管パターンの取得は、公知の静脈認証技術における静脈パターン検出と同様に実現することができる。

20

【 0 0 2 8 】

図 4 は、血管パターン (血管位置) を取得する様子を説明する模式図である。図 4 に示すように、センサーモジュール 5 0 の発光素子 5 3 を一斉発光させ、使用者 2 の皮膚面に測定光を照射する。そして、全ての受光素子 5 9 を用いて、測定光が生体組織を透過した光 (透過光) や、生体組織で反射した光 (反射光) を受光すなわち撮影して、生体画像を取得する。なお、生体画像の取得の際に、センサーモジュール 5 0 の一部の発光素子 5 3 のみを発光させてもよい。

【 0 0 2 9 】

血管は非血管部よりも近赤外線を吸収し易いため、取得された生体画像において、血管の部分は非血管の部分よりも輝度が低く暗くなる。このため、生体画像において輝度が低くなっている部分を抽出することで、血管パターンを抽出することができる。すなわち、生体画像を構成するピクセル毎に、その輝度が所定の閾値以下であるか否かによって、該当する受光素子 5 9 の直下に血管が存在するか否か、すなわち血管の位置を取得することができる。

30

【 0 0 3 0 】

図 5 は、生体画像に基づいて得られる血管パターン P 4 の例を示す図である。血管パターン P 4 は、生体画像を構成するピクセル毎、すなわち受光素子 5 9 の位置毎に、血管であるか非血管領域であるかを示した情報である。図 5 では、網掛けした帯状の部分が血管 4 であり、それ以外の白抜きされた部分が非血管領域 8 として抽出されている。

【 0 0 3 1 】

40

(A - 2) 測定対象の血管部位の選択

血管パターンを取得したならば、続いて、測定対象とする血管 (より具体的には血管部位) を選択する。測定対象とする血管部位を、次の選択条件を満たすように選択する。選択条件とは、「血管の分岐部分や合流部分、画像の端部以外の部位であり、且つ、血管長手方向において所定の長さ及び所定の幅を有する」ことである。

【 0 0 3 2 】

血管の分岐・合流部分 5 a (図 5 参照) では、受光光に、測定対象以外の血管を通過した光が混合する可能性がある。測定対象の血管部位以外の血管の透過光は、測定対象の血管部位の吸光スペクトルに影響を及ぼし、測定精度が低下する可能性がある。このため、血管の分岐・合流部分 5 a を除いた血管部分から測定対象の血管部位を選択することとす

50

る。

【0033】

また、生体画像の端部5b(図5参照)では、画像の外側近傍の血管の分岐や合流といった構造が不明であるため、上述と同様の理由による測定精度の低下の可能性がある。これを避けるために、画像端部5bを除いた血管部分から測定対象の血管部位を選択することとする。

【0034】

発光素子53からの照射光は、生体組織内を拡散反射し、その一部が受光素子59にて受光される。つまり、受光素子59にて受光される光の一部が対象血管の透過光となるが、この透過光の割合が高いほど、対象血管の血中成分の特徴をより顕著に表した吸光スペクトルとなり得る。すなわち、測定精度が高くなる。

10

【0035】

比較的細く写っている血管(幅方向の長さが短い血管)は、本来的に細い血管であるが、比較的深い位置にある血管である。こういった血管では透過光の光量が少なくなり、測定精度の低下が生じ得る。このため、細く写った血管を除いた血管部分(すなわち、所定の幅を有する血管部位)から、測定対象の血管部位を選択することとする。

【0036】

そして、図6は、図5の血管パターンP4に基づいて得られる測定対象の血管部位6の一例である。図6において、血管4のうち、斜線でハッチングされた部分が、測定対象として選択された血管部位6である。

20

【0037】

(A-3)発光部及び受光部の選択

続いて、発光部Lと受光部Sとを選択する。

【0038】

図7は、発光部Lと受光部Sとの選択について説明する図である。本実施形態において、(i)血管から距離X(第1の距離)だけ離れた発光部Lを、測定用発光部Ldとして選択する。ここで、「血管から距離Xだけ離れた発光部L」とは、発光部Lの中心が血管の境界線から距離 $X \pm 10\%$ の距離だけ離れたことを意味する。

【0039】

また、(ii)測定用発光部Ldから距離Xよりも大きな距離W(第2の距離)だけ離れた受光部Sを、測定用受光部Sdとして選択し、同様に、(iii)測定用発光部Ldから距離Wだけ離れた受光部Sを、リファレンス用受光部Srとして選択する。ここで、「測定用発光部Ldから距離Wだけ離れた受光部S」とは、受光部Sの中心が測定用発光部Ldの中心から距離 $W \pm 10\%$ の距離だけ離れたことを意味する。

30

【0040】

測定用発光部Ldと測定用受光部Sdとを結ぶ第1の線分N1は、血管の上を通り、測定用発光部Ldとリファレンス用受光部Srとを結ぶ第2の線分N2は、血管の上を通らない。ここで、「第1の線分N1」とは、測定用発光部Ldの中心と測定用受光部Sdの中心とを結ぶ線分を意味し、「第1の線分N1は、血管の上を通る」とは、第1の線分N1は、血管の中心線を通り、かつ、血管の幅方向の境界線を2度跨ぐことを意味する。また、「第2の線分N2」とは、測定用発光部Ldの中心とリファレンス用受光部Srの中心とを結ぶ線分を意味し、「第2の線分N2は、血管の上を通らない」とは、第2の線分N2は、血管の境界線を一度も跨がないことを意味する。

40

【0041】

また、第1の線分N1と第2の線分N2とが成す角の角度が 45° 以下である。ここで、角度は、劣角の角度を意味する。本実施形態において、角度は 30° である。なお、上述の距離Wは、次のように定められる。

【0042】

図8は、生体組織内での光の伝播を説明する図であり、深さ方向に沿った断面図を示している。ある発光部Lから照射された光は、生体組織内を拡散反射し、照射された光の一

50

部がある受光部 S に到達する。その光の伝播経路は、いわゆるバナナ形状（2つの弧で挟まれた領域）を成し、略中央付近で深さ方向の幅が最も広くなるとともに、発光素子 5 3 と受光素子 5 9 との間隔に応じて全体の深さ（到達可能な深さ）が深くなる。

【0043】

測定精度を高めるには、血管 4 を透過したより多くの透過光が受光部 S で受光されることが望ましい。このことから、発光部 L と受光部 S との下方に対象血管 4 が位置することが好ましく、対象血管 4 の想定する深さ D に応じた所定距離 W が定められる。所定距離 W、すなわち発光部 L と受光部 S との間の最適な間隔 W は、血管 4 の皮膚面からの深さ D の約 2 倍の距離とする。例えば、深さ D を 3 mm 程度とすると、最適距離 W は 5 ~ 6 mm 程度となる。次に、発光部 L と発光素子 5 3 との関係及び受光部 S と受光素子 5 9 との関係について説明する。

10

【0044】

図 9 は、発光部 L と発光素子 5 3 との関係及び受光部 S と受光素子 5 9 との関係を示す図である。本実施形態における発光部 L は、発光領域 R 1 内の複数の発光素子 5 3 から形成されている。発光領域 R 1 は、センサーモジュール 5 0 の受発光領域のうちの一部の領域であり、一定の形状及びサイズを有する領域をいう。本実施形態では、発光領域 R 1 を、縦（Y s 方向）に 3 つの発光素子 5 3 が入り、横（X s 方向）に 3 つの発光素子 5 3 とが入る領域とし、発光領域 R 1 内の全ての発光素子 5 3 を発光部 L として発光させる。本実施形態において、センサーモジュール 5 0 は、縦（Y s 方向）に 3 つより多い発光素子 5 3 を備え、かつ、横（X s 方向）に 3 つより多い発光素子 5 3 を備える。このため、センサーモジュール 5 0 の受発光領域には複数の発光部 L が存在することとなる。そして、複数の発光部 L から測定用発光部 L d が選択される。測定用発光部 L d として発光させる複数の発光素子 5 3 が含まれる領域を第 1 発光領域とも呼ぶ。測定用発光部 L d を構成する第 1 発光領域は、その全体が血管の上方の外側にあることが好ましい。

20

【0045】

なお、一定の形状及びサイズを有する発光領域は、例えば、発光素子 1 つ分の領域としてもよい。この場合、この領域内の 1 つの発光素子 5 3 が発光部 L となる。また、発光領域 R 1 内の全ての発光素子 5 3 を発光させなくてもよい。

【0046】

同様に、本実施形態における受光部 S は、受光領域 R 2 内の複数の受光素子 5 9 から形成されている。受光領域 R 2 は、センサーモジュール 5 0 の受発光領域のうちの一部の領域であり、一定の形状及びサイズを有する領域をいう。本実施形態では、受光領域 R 2 を、縦（Y s 方向）に 3 つの受光素子 5 9 が入り、横（X s 方向）に 3 つの受光素子 5 9 とが入る領域とし、受光領域 R 2 内の全ての受光素子 5 9 を受光部 S として受光させる。本実施形態において、センサーモジュール 5 0 は、縦（Y s 方向）に 3 つより多い受光素子 5 9 を備え、かつ、横（X s 方向）に 3 つより多い受光素子 5 9 を備える。このため、センサーモジュール 5 0 の受発光領域には複数の受光部 S が存在することとなる。そして、複数の受光部 S から測定用受光部 S d またはリファレンス用受光部 S r が選択される。測定用受光部 S d として受光させる複数の受光素子 5 9 が含まれる領域を第 1 受光領域とも呼び、リファレンス用受光部 S r として発光させる複数の受光素子 5 9 が含まれる領域を第 2 受光領域とも呼ぶ。測定用受光部 S d を構成する第 1 受光領域は、その全体が血管の上方の外側にあることが好ましい。同様に、リファレンス用受光部 S r を構成する第 2 受光領域は、その全体が血管の上方の外側にあることが好ましい。

30

40

【0047】

なお、一定の形状及びサイズを有する受光領域 R 2 について、例えば、受光素子 5 9 が 1 つ分の領域としてもよい。この場合、この受光領域 R 2 内の 1 つの受光素子 5 9 が受光部 S となる。また、受光領域 R 2 内の全ての受光素子 5 9 を受光させなくてもよい。

【0048】

(A - 4) 測定

測定対象の血管部位 6 に対する測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレン

50

ス用受光部 S_r を選択すると、血糖値の測定を行う。具体的には、測定用発光部 L_d を発光させ、(i) その光の測定用受光部 S_d からの受光結果 Q_1 (「第1の受光結果 Q_1 」と呼ぶ)、及び(i i) その光のリファレンス用受光部 S_r からの受光結果 Q_2 (「第2の受光結果 Q_2 」と呼ぶ)を取得する。そして、受光結果 Q_1 と受光結果 Q_2 とを用いて、吸光スペクトルを生成する。

【0049】

このとき、例えば発光部 L による発光光の波長を変化させることで皮膚面への照射光の波長を近赤外領域内で変化させて、波長毎の血管部位6の透過率を求める。透過率 T () は、測定用受光部 S_d によって得られた光強度 O_s () と、リファレンス用受光部 S_r によって得られた光強度 O_r () とから、 T () = O_s () / O_r ()、として得られる。そして、この透過率から吸光率を求めて吸光スペクトルを生成する。

10

【0050】

ここで、透過率の算出原理について簡単に説明する。一般的に、発光部 L による照射光の強度を P ()、照射光が透過した物体部分の透過率を T ()、受光部 S に定められている感度を S () とすると、受光部 S で得られる光強度 O () は、 O () = P () · T () · S ()、で与えられる。

【0051】

この関係式より、血管4の透過光を含まないリファレンス用受光部 S_r で得られる光強度 O_r () は、非血管領域部分の透過率 T () を「1」と仮定すると、 O_r () = P () · S ()、となる。

20

【0052】

また、血管4の透過光を含む測定用受光部 S_d で得られる光強度 O_s () は、 O_s () = P () · T () · S ()、となる。この2つの式から、透過率 T () が求められる。また、この透過率 T () は、非血管領域8の透過率に対する相対的な値となる。

【0053】

(A-5) 血糖値の算出

続いて、吸光スペクトルに基づき、予め定められた血糖値(血液中のグルコース濃度)と吸光度との関係を示す検量線を用いて、血糖値の推定算出を行う。なお、この吸光スペクトルから所定成分(本実施形態ではグルコース)の濃度を算出する技術自体は公知であり、本実施形態ではその公知技術を適用可能である。

30

【0054】

A3. 機能構成:

図10は、本実施形態における血糖値測定装置10の機能構成図である。血糖値測定装置10は、機能的には、操作入力部110と、表示部120と、音出力部130と、通信部140と、照射部210と、撮像部220と、制御部300と、記憶部400とを備えて構成される。

【0055】

操作入力部110は、ボタンスイッチやタッチパネル、各種センサー等の入力装置であり、なされた操作に応じた操作信号を制御部300に出力する。この操作入力部110によって、血糖値の測定開始指示等の各種指示入力が行われる。図1では、操作スイッチ18やタッチパネル16がこれに該当する。

40

【0056】

表示部120は、LCD(Liquid Crystal Display)等の表示装置であり、制御部300からの表示信号に基づく各種表示を行う。この表示部120に、測定結果等が表示される。図1では、タッチパネル16がこれに該当する。

【0057】

音出力部130は、スピーカー等の音出力装置であり、制御部300からの音信号に基づく各種音出力を行う。この音出力部130によって、血糖値の測定開始や測定終了、低血糖値発生等の報知音が出力される。

50

【0058】

通信部140は、無線通信機やモデム、有線用の通信ケーブルのジャックや制御回路等の通信装置であり、通信回線と接続して外部との通信を実現する。図1では、通信装置20がこれに該当する。

【0059】

照射部210は、平面状に二次元配列された多数の発光素子53を有する。図2に示すセンサーモジュール50の発光層52がこれに該当する。この照射部210の配置位置(具体的には、 $X_s - Y_s$ 直交座標系における各発光素子53の位置座標)については、発光素子リスト406として記憶されている。

【0060】

撮像部220は、平面状に二次元配列された多数の受光素子59を有する。図2に示すセンサーモジュール50の受光層58がこれに該当する。この撮像部220の配置位置(具体的には、 $X_s - Y_x$ 直交座標系における各受光素子59の位置座標)については、受光素子リスト408として記憶されている。

【0061】

制御部300は、例えばCPUやGPU(Graphics Processing Unit)等のマイクロプロセッサや、ASIC(特定用途向け集積回路:Application Specific Integrated Circuit)、ICメモリー等の電子部品によって実現され、所定のプログラムやデータ、操作入力部110からの操作信号に基づいて各種の演算処理を実行して、血糖値測定装置10の動作を制御する。図1では、制御基板30がこれに該当する。また、制御部300は、血糖値測定部310と、照射制御部342と、撮像制御部344とを有する。照射制御部342は、複数の発光素子53それぞれを選択的に発光制御する。撮像制御部344は、複数の受光素子59それぞれから受光した光量を取得する。

【0062】

血糖値測定部310は、生体画像取得部314と、血管パターン取得部316と、血管部位選択部318と、受発光部選択部320と、吸光スペクトル算出部324と、成分値算出部326とを有し、使用者2の血液中のグルコース濃度すなわち血糖値の測定を行う。

【0063】

生体画像取得部314は、使用者2の生体画像の取得を行う。生体画像の取得は、公知の静脈認証技術等における生体画像の撮影技術を適宜利用することで実現する。すなわち、発光素子53を一斉発光させ、全ての受光素子59による測光(撮影)を行う。そして、測光結果による輝度画像、すなわち生体画像を生成する。生体画像取得部314によって取得された生体画像は、生体画像データ414として記憶される。

【0064】

血管パターン取得部316は、生体画像取得部314によって取得された生体画像に対する所定の画像処理を行って、血管パターンを取得する。具体的には、公知の静脈認証技術における生体画像から静脈パターンを識別する技術を適宜利用することで実現する。例えば、生体画像のピクセル毎に、基準輝度と比較して2値化やフィルター処理を施す。基準輝度未満のピクセルが血管、基準輝度以上のピクセルが非血管領域を示すことになる。血管パターン取得部316によって取得された血管パターンは、血管パターンデータ416として記憶される。

【0065】

血管部位選択部318は、血管パターン取得部316によって取得された血管パターンに基づいて、所定の選択条件を示す血管部位6を測定対象として選択する。ここで、測定対象とする血管部位6は、1つであっても良いし複数としても良い。測定対象として選択された血管部位6それぞれについては、血管部位データ418として記憶される。

【0066】

図11は、血管部位データ418のデータ構成の一例を示す図である。血管部位データ418は、当該血管部位の識別情報である血管部位ID418aと、部位ピクセルリスト

10

20

30

40

50

4 1 8 b と、中心線位置情報 4 1 8 c と、血管長手方向の長さである部位長 4 1 8 d と、測定用発光部データ 4 1 8 e と、測定用受光部データ 4 1 8 f と、リファレンス用受光部データ 4 1 8 g とを格納している。部位ピクセルリスト 4 1 8 b は、当該血管部位に対応するピクセル（すなわち、受光素子 5 9）の一覧である。中心線位置情報 4 1 8 c は、 $X_s - Y_s$ 直交座標系における当該血管部位の中心線（血管幅方向の中心であり血管長さ方向に沿った線）の位置座標の情報である。

【0067】

受発光部選択部 3 2 0 は、測定対象の血管部位 6 それぞれについて、上述した条件を満たす測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r を選択する。選択された測定用発光部 L d は、測定用発光部データ 4 1 8 e として記憶され、同様に、
10
選択された測定用受光部 S d は、測定用受光部データ 4 1 8 f として記憶され、選択されたリファレンス用受光部 S r は、リファレンス用受光部データ 4 1 8 h として記憶される。なお、上述する条件を満たす測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r が存在しない場合、第 1 の線分 N 1 と第 2 の線分 N 2 とが成す角の角度を 45° よりも小さくした後、同様に上述の条件を満たす測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r を検索及び選択を行う。同様に、それでも上述の条件を満たす測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r が存在しない場合、さらに角度を小さくした後、同様に上述の条件を満たす測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r を検索及び選択を行う。

【0068】

吸光スペクトル算出部 3 2 4 は、測定対象の血管部位 6 それぞれについて、吸光スペクトルを生成する。具体的には、測定用受光部 S d からの第 1 の受光結果 Q 1 及びリファレンス用受光部 S r からの第 2 の受光結果 Q 2 をもとに、波長 毎の透過率 T を算出することで、吸光スペクトルを生成する。更に、測定対象の血管部位 6 が複数有る場合は、これら複数の測定対象の血管部位 6 それぞれの吸光スペクトルを平均して平均吸光スペクトルを算出する。吸光スペクトル算出部 3 2 4 によって算出された吸光スペクトルは、吸光スペクトルデータ 4 2 0 として記憶される。

【0069】

成分値算出部 3 2 6 は、吸光スペクトル算出部 3 2 4 によって算出された吸光スペクトルに基づいて、目的とする血液成分の血中濃度であるグルコース濃度（すなわち、血糖値）
30
を算出する。本実施形態では、吸光スペクトルを、重回帰分析法、主成分回帰分析法、PLS 回帰分析法、独立成分分析法等の分析法を用いる。なお、測定対象の血管部位 6 が複数有る場合には、各血管部位 6 に係る吸光スペクトルを平均した平均吸光スペクトルから血糖値を算出する。成分値算出部 3 2 6 によって算出された血糖値は、測定時刻と対応付けて、測定血糖値データ 4 2 2 として蓄積記憶される。

【0070】

記憶部 4 0 0 は、ROM や RAM、ハードディスク等の記憶装置であり、制御部 3 0 0 が血糖値測定装置 1 0 を統合的に制御するためのプログラムやデータ等を記憶しているとともに、制御部 3 0 0 の作業領域として用いられ、制御部 3 0 0 が実行した演算結果や、
40
操作入力部 1 1 0 からの操作データ等が一時的に格納される。図 1 では、制御基板 3 0 に搭載されるメインメモリーや測定データ用メモリーがこれに該当する。また、記憶部 4 0 0 には、システムプログラム 4 0 2 と、血糖値測定プログラム 4 0 4 と、発光素子リスト 4 0 6 と、受光素子リスト 4 0 8 と、最適距離データ 4 1 0 と、生体画像データ 4 1 4 と、血管パターンデータ 4 1 6 と、血管部位データ 4 1 8 と、吸光スペクトルデータ 4 2 0 と、測定血糖値データ 4 2 2 とが記憶される。

【0071】

A 4 . 生体情報取得方法：

図 1 2 は、生体情報取得方法としての血糖値測定処理の流れを説明するフローチャートである。この処理は、制御部 3 0 0 が、血糖値測定プログラム 4 0 4 に従った処理を実行することで実現される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

図 1 2 によれば、血糖値測定部 3 1 0 が、使用者の血糖値を測定する測定処理を行う。まず、血糖値測定部 3 1 0 の生体画像取得部 3 1 4 が、センサーモジュール 5 0 の発光面の全面（すなわち、全ての発光素子 5 3 を含む範囲）を発光範囲とし、発光範囲内の発光素子 5 3 を発光させて、使用者の生体画像を取得する（ステップ P 1 2 0）。続いて、血管パターン取得部 3 1 6 が、得られた生体画像に基づいて、皮膚面から見た血管パターンを取得する（ステップ P 1 3 0）。その結果、血管パターンが得られないならば（ステップ P 1 4 0 : N O）、ステップ P 1 2 0 に戻る。

【 0 0 7 3 】

血管パターンが得られたならば（ステップ P 1 4 0 : Y E S）、血管部位選択部 3 1 8 が、得られた血管パターンに基づいて、所定の選択条件を満たす測定対象の血管部位 6 を選択する（ステップ P 1 5 0）。そして、受発光部選択部 3 2 0 が、測定用発光部 L d、測定用受光部 S d、及びリファレンス用受光部 S r を選択する（ステップ P 1 6 0）。次いで、測定用発光部 L d を発光させ（ステップ P 1 7 0）、選択された測定用受光部 S d により第 1 の受光結果 Q 1 を取得し、選択されたリファレンス用受光部 S r により第 2 の受光結果 Q 2 を取得する（ステップ P 2 1 0）。

10

【 0 0 7 4 】

次いで、吸光スペクトル算出部 3 2 4 が、第 1 の受光結果 Q 1 及び第 2 の受光結果 Q 2 を用いて、当該血管部位 6 についての吸光スペクトルを生成する（ステップ P 2 2 0）。更に、測定対象の血管部位 6 が複数有る場合には、血管部位 6 毎の吸光スペクトルを平均した吸光スペクトルを算出する。

20

【 0 0 7 5 】

その後、成分値算出部 3 2 6 が、吸光スペクトルに基づいて、血液中のグルコース濃度すなわち血糖値を算出する（ステップ P 2 3 0）。そして、算出した血糖値を表示部 1 2 0 に表示させるとともに、測定時刻と対応付けて蓄積記憶する（ステップ P 2 4 0）。所定の待機時間の経過を待機した後（ステップ P 2 5 0）、ステップ P 1 2 0 に戻り、同様に次の血糖値の測定を行う。

【 0 0 7 6 】

A 5 . 作用効果 :

上述の実施形態によれば、測定用発光部 L d と測定用受光部 S d とを結ぶ第 1 の線分 N 1 は血管の上を通り、測定用発光部 L d とリファレンス用受光部 S r とを結ぶ第 2 の線分 N 2 は血管の上を通らない。また、測定用発光部 L d と測定用受光部 S d とを結ぶ第 1 の線分 N 1 と、測定用発光部 L d とリファレンス用受光部 S r とを結ぶ第 2 の線分 N 2 とが成す角の角度 θ が 45° 以下である。このため、測定用発光部 L d により発せられた光が測定用受光部へ進む光路における生体の構造は、リファレンス用発光部により発せられた光がリファレンス用受光部へ進む光路における生体の構造と血管以外の点で近似する。この結果として、本実施形態の生体情報取得装置によれば、血管に関連した生体情報を精度良く取得することができる。

30

【 0 0 7 7 】

なお、測定用発光部 L d により発せられた光が測定用受光部へ進む光路における生体の構造と、リファレンス用発光部により発せられた光がリファレンス用受光部へ進む光路における生体の構造との血管以外の相違点をより少なくする観点から、角度 θ は、 40° 以下が好ましく、 35° 以下がより好ましく、 30° 以下がさらに好ましい。一方、測定用発光部 L d と測定用受光部 S d とを結ぶ第 1 の線分 N 1 の下に存在する血管が、リファレンス用受光部 S r により取得する第 2 の受光結果 Q 2 に与える影響を軽減する観点から、角度 θ は、 5° 以上が好ましく、 10° 以上がより好ましく、 15° 以上がさらに好ましい。

40

【 0 0 7 8 】

また、本実施形態の生体情報取得装置 1 0 において、受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する発光領域 R 1 を選択するとともに、選択された発光領域 R

50

1内の複数の発光素子53を、測定用発光部Ldとして発光させる。このように、本実施形態における発光部Lは、複数の発光素子53から形成されている。このため、一つの発光部が一つの発光素子で形成されている場合と比較して、本実施形態の生体情報取得装置10は、十分な発光強度を得ることができる。この結果として、本実施形態の生体情報取得装置10によれば、生体情報を精度よく取得できる。

【0079】

同様に、本実施形態の生体情報取得装置10において、受発光領域の一部の領域として、一定の形状及びサイズを有する受光領域R2を選択するとともに、選択された受光領域R2内の複数の受光素子59を、測定用受光部Sd又はリファレンス用受光部Srとして受光させる。このように、本実施形態における受光部Sは、複数の受光素子59から形成されている。このため、一つの受光部が一つの受光素子で形成されている場合と比較して、本実施形態の生体情報取得装置10は、十分な受光量を得ることができる。この結果として、本実施形態の生体情報取得装置10によれば、生体情報を精度よく取得できる。

10

【0080】

また、本実施形態の生体情報取得装置10において、一つの発光部Lが、より小さな複数の発光素子53の集合により形成されるので、発光部Lの位置を小さな発光素子53のピッチの単位で選択することができる。このため、本実施形態の生体情報取得装置10によれば、発光部Lを選択する自由度が向上する。

【0081】

同様に、本実施形態の生体情報取得装置10において、一つの受光部Sが、より小さな複数の受光素子59の集合により形成されるので、受光部Sの位置を小さな受光素子59のピッチの単位で選択することができる。このため、本実施形態の生体情報取得装置10によれば、受光部Sを選択する自由度が向上する。

20

【0082】

B．変形例：

この発明は前記実施例やその変形例に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、例えば次のような変形も可能である。

【0083】

B1．変形例1：

前記実施形態では、測定用発光部Ld、測定用受光部Sd及びリファレンス用受光部Sr)の選択(ステップP160)の後、発光部Lの発光を行う(ステップP170)。しかし、本発明はこれに限られない。発光部Lの発光後に、受光部Sの選択を行っても良い。

30

【0084】

B2．変形例2：

前記実施形態では、生体情報として血糖値を取得する。しかし、本発明はこれに限られない。生体情報として、例えば、使用者である生体の血液中の酸素飽和度を取得してもよい。血液中の酸素飽和度とは、赤血球中のヘモグロビンのうち、酸素と結合しているヘモグロビンの割合のことである。血液中のヘモグロビンは、酸素との結合の有無により赤色光と赤外光の吸光度が異なる。そこで、例えば、赤色光を発光若しくは受光する素子や、赤外光を発光若しくは受光する素子などのような発光波長及び受光波長を異ならせた素子を複数組用いることにより、酸素飽和度を取得することができる。

40

【0085】

なお、前述した各実施例および各変形例における構成要素の中の、独立請求項で記載された要素以外の要素は、付加的な要素であり、適宜省略可能である。

【符号の説明】

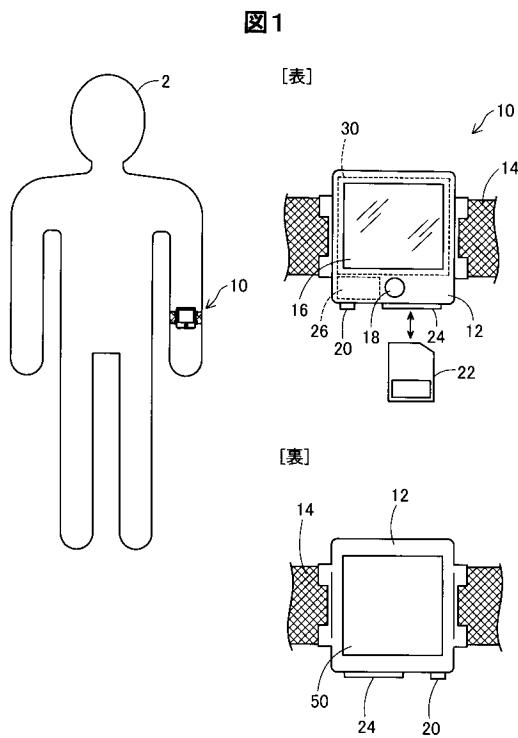
【0086】

1...発光素子、2...使用者、4...対象血管、5a...分岐・合流部分、5b...画像端部、6...血管部位、8...非血管領域、10...生体情報取得装置、10A...生体情報取得装置

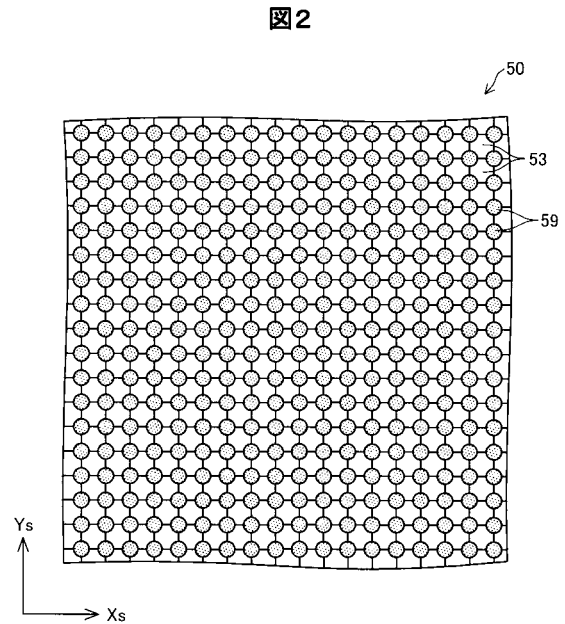
50

、 1 2 ... 本体ケース、 1 4 ... 固定バンド、 1 6 ... タッチパネル、 1 8 ... 操作スイッチ、 2 0 ... 通信装置、 2 2 ... メモリーカード、 2 4 ... リーダーライター、 2 6 ... バッテリー、 3 0 ... 制御基板、 5 0 ... センサーモジュール、 5 2 ... 発光層、 5 3 ... 発光素子、 5 4 ... 遮光層、 5 6 ... 分光層、 5 8 ... 受光層、 5 9 ... 受光素子、 6 0 ... 発光範囲、 1 1 0 ... 操作入力部、 1 2 0 ... 表示部、 1 3 0 ... 音出力部、 1 4 0 ... 通信部、 2 1 0 ... 照射部、 2 2 0 ... 撮像部、 3 0 0 ... 制御部、 3 1 0 ... 血糖値測定部、 3 1 4 ... 生体画像取得部、 3 1 6 ... 血管パターン取得部、 3 1 8 ... 血管部位選択部、 3 2 0 ... 受発光部選択部、 3 2 4 ... 吸光スペクトル算出部、 3 2 6 ... 成分値算出部、 3 4 2 ... 照射制御部、 3 4 4 ... 撮像制御部、 4 0 0 ... 記憶部、 4 0 2 ... システムプログラム、 4 0 4 ... 血糖値測定プログラム、 4 0 6 ... 発光素子リスト、 4 0 8 ... 受光素子リスト、 4 1 0 ... 最適距離データ、 4 1 4 ... 生体画像データ、 4 1 6 ... 血管パターンデータ、 4 1 8 ... 血管部位データ、 4 1 8 a ... 血管部位ID、 4 1 8 b ... 部位ピクセルリスト、 4 1 8 c ... 中心線位置情報、 4 1 8 d ... 部位長、 4 1 8 e ... 測定用発光部データ、 4 1 8 f ... 測定用受光部データ、 4 1 8 g ... リファレンス用受光部データ、 4 2 0 ... 吸光スペクトルデータ、 4 2 2 ... 測定血糖値データ、 L ... 発光部、 L d ... 測定用発光部、 N 1 ... 第1の線分、 N 2 ... 第2の線分、 O ... 光強度、 O r ... 光強度、 O s ... 光強度、 P 4 ... 血管パターン、 Q 1 ... 第1の受光結果、 Q 2 ... 第2の受光結果、 R 1 ... 発光領域、 R 2 ... 受光領域、 S ... 発光部、 S d ... 測定用受光部、 S r ... リファレンス用受光部、 T ... 透過率、 X ... 距離、 W ... 距離、 ... 角度

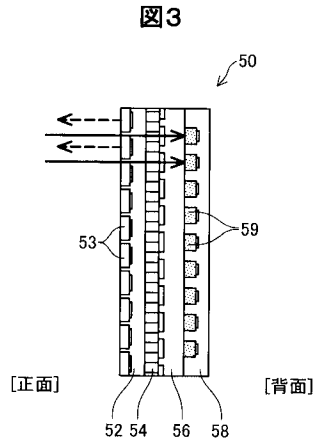
【 図 1 】



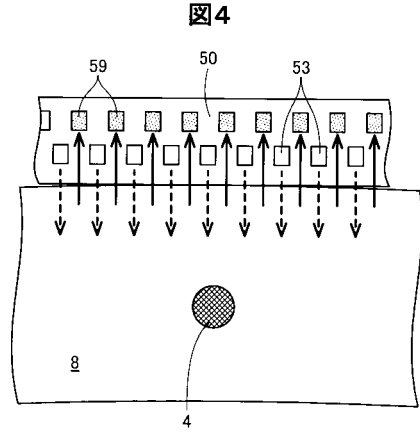
【 図 2 】



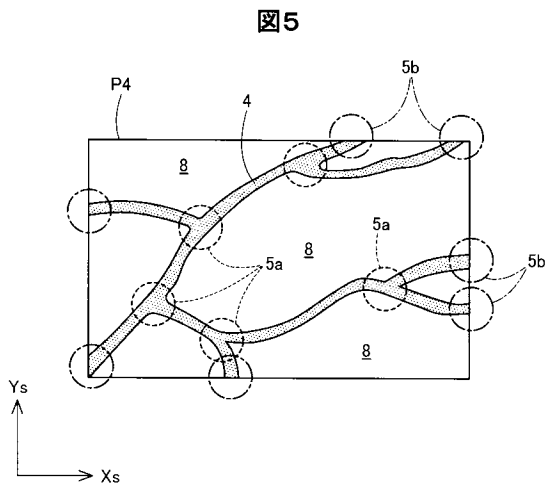
【 図 3 】



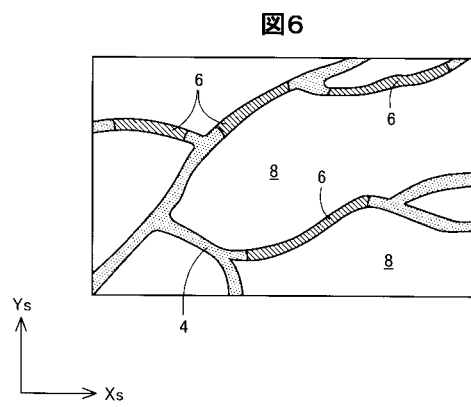
【 図 4 】



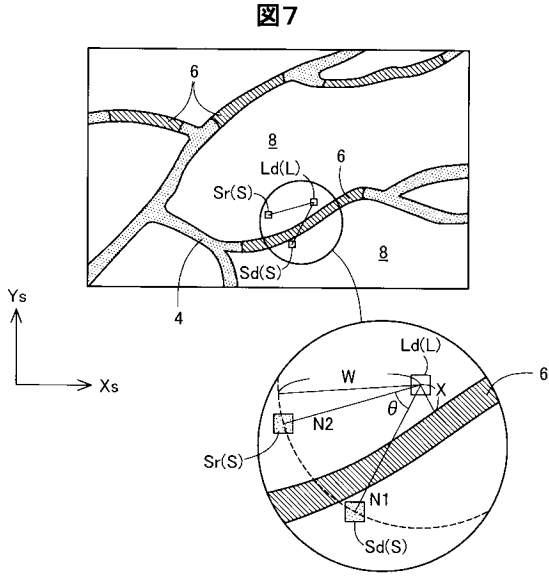
【 図 5 】



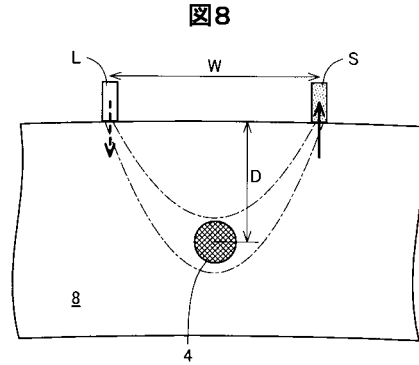
【 図 6 】



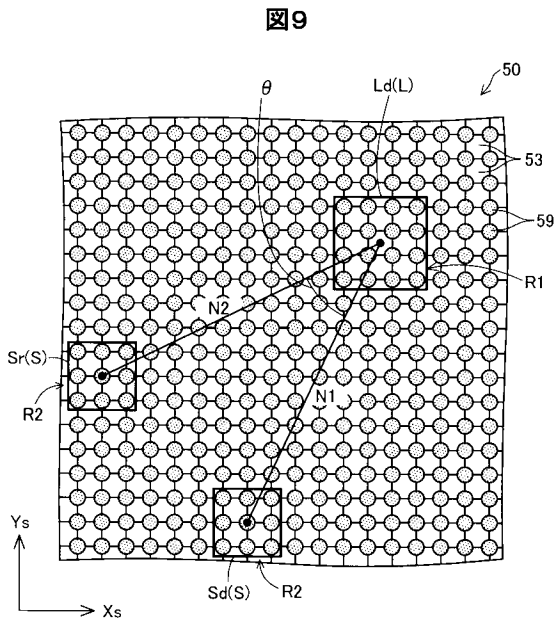
【 図 7 】



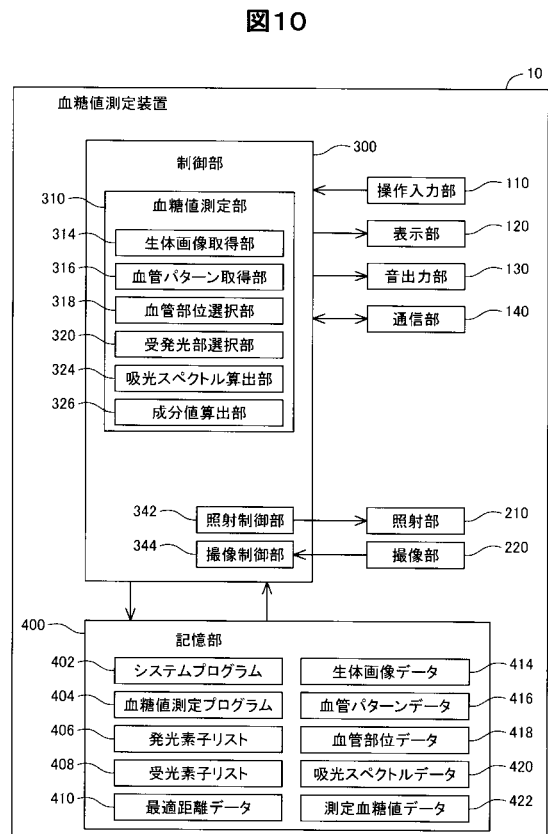
【 図 8 】



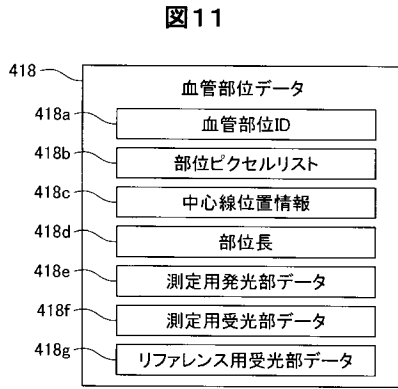
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

