

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第3590053号
(P3590053)

(45) 発行日 平成16年11月17日(2004.11.17)

(24) 登録日 平成16年8月27日(2004.8.27)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 5/145
A 6 1 B 5/00
A 6 1 B 5/028
G O 1 N 21/27
G O 1 N 21/35

A 6 1 B 5/14 3 1 O
A 6 1 B 5/00 1 O 1 E
G O 1 N 21/27 B
G O 1 N 21/35 Z
G O 1 N 33/48 T

請求項の数 12 (全 24 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2004-48546 (P2004-48546)
(22) 出願日 平成16年2月24日(2004.2.24)
審査請求日 平成16年3月19日(2004.3.19)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
(74) 代理人 100091096
弁理士 平木 祐輔
(72) 発明者 市毛 由希子
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
株式会社 日立製作所 パーソナル・ヘル
スケアベンチャーカンパニー内
(72) 発明者 三巻 弘
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地
株式会社 日立製作所 パーソナル・ヘル
スケアベンチャーカンパニー内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血糖値測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体表面に由来する複数の温度を測定し、前記体表面からの熱放散に関する対流伝熱量と輻射伝熱量との算出に用いる情報を得る熱量測定部と、

血中酸素量に関する情報を得る酸素量測定部と、

前記複数の温度及び前記血中酸素量に各々対応するパラメータと血糖値との関係を記憶した記憶部と、

前記熱量測定部及び前記酸素量測定部から入力される複数の測定値を前記パラメータへ各々変換し、前記パラメータを前記記憶部に記憶した前記関係に適用して血糖値を演算する演算部と、

前記演算部によって算出された血糖値を表示する表示部と、

測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、

前記操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備え、

前記酸素量測定部は、血流量に関する情報を得る血流量測定部と、血中のヘモグロビン濃度、ヘモグロビン酸素飽和度を得る光学測定部とを有し、

前記血流量測定部は、体表面接触部と、前記体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、前記体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、前記体表面接触部と前記間接温度検出器とをつなげる熱伝導部材を有することを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定待機中、前記測定開始ボタン以外の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定中、前記複数の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の血糖値測定装置において、前記測定開始ボタンは装置の電源ボタンを兼用していることを特徴とする血糖値測定装置。

10

【請求項 5】

環境温度を測定する環境温度測定器と、
 体表面が接触する体表面接触部と、
 前記体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、
 前記体表面接触部に接して設けられる熱伝導部材と、
 前記体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、
 前記熱伝導部材に隣接しかつ前記体表面接触部から離れた位置に設けられ、前記体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、
 前記体表面接触部に向けて少なくとも 2 つの異なる波長の光を照射する光源と、
 前記光が前記体表面で反射されて生じる反射光を検出する光検出器と、
 前記隣接温度検出器、前記間接温度検出器、前記環境温度測定器、前記輻射熱検出器及び前記光検出器各々の出力を各々パラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、
 前記演算部から出力される血糖値を表示する表示部と、
 測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、
 前記操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備えることを特徴とする血糖値測定装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定待機中、前記測定開始ボタン以外の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

30

【請求項 7】

請求項 5 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定中、前記複数の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 8】

請求項 5 記載の血糖値測定装置において、前記測定開始ボタンは装置の電源ボタンを兼用していることを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 9】

環境温度を測定する環境温度測定器と、
 体表面が接触する体表面接触部と、
 前記体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、
 前記体表面接触部に接して設けられる熱伝導部材と、
 前記体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、
 前記熱伝導部材に隣接しかつ前記体表面接触部から離れた位置に設けられ、前記体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、
 血中のヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度に関する情報を記憶した記憶部と、
 前記隣接温度検出器、前記間接温度検出器、前記環境温度測定器、前記輻射熱検出器の出力を複数のパラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記

40

50

憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、

前記演算部から出力される血糖値を表示する表示部と、

測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、

前記操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備えることを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 10】

請求項 9 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定待機中、前記測定開始ボタン以外の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

10

【請求項 11】

請求項 9 記載の血糖値測定装置において、ボタン信号処理用フィルター機構は、測定中、前記複数の操作ボタンからの入力信号を無効化することを特徴とする血糖値測定装置。

【請求項 12】

請求項 9 記載の血糖値測定装置において、前記測定開始ボタンは装置の電源ボタンを兼用していることを特徴とする血糖値測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、採血せずに生体中のグルコース濃度を測定する無侵襲血糖値測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

Hilsonらは、糖尿病患者にグルコースを静脈注射すると、その後に顔面及び舌下温度が変化することを報告している（非特許文献1）。Scottらは、糖尿病患者と体温調節の問題を論じている（非特許文献2）。これらの研究知見に基づき、Choらは、採血を伴わずに、温度測定によって血中グルコース濃度を求める方法及び装置を提案している（特許文献1, 2）。

【0003】

30

また、採血を伴わないグルコース濃度の算出に関してはさらに様々な試みがなされている。例えば、測定部位へ3つの波長の近赤外光を照射して透過光強度を検出するとともに生体温度を検出し、吸光度の2次微分値の代表値を求め、予め定めた基準温度からの生体温度のずれに対応して上記代表値を補正し、補正された代表値に相当する血糖濃度を求める方法が提案されている（特許文献3）。また、測定部位において生体温度をモニタしながら加熱もしくは冷却を行い、温度が変化する瞬間に光照射に基づく減光度を測定して、減光度の温度依存性の原因となっているグルコース濃度を測定する装置が提供されている（特許文献4）。また、参照光と試料に照射した後の透過光との出力比を取り、出力比の対数と生体の温度との1次式からグルコース濃度を算出する装置が報告されている（特許文献5）。

40

【非特許文献1】Diabete & Metabolisme, "Facial and sublingual temperature changes following intravenous glucose injection in diabetics" by R.M. Hilson and T.D. R. Hockaday, 1982, 8, 15-19

【非特許文献2】Can. J. Physiol. Pharmacol., "Diabetes mellitus and thermoregulation", by A.R. Scott, T. Bennett, I.A. MacDonald, 1987, 65, 1365-1376

【特許文献1】米国特許第5,924,996号公報

【特許文献2】米国特許第5,795,305号公報

【特許文献3】特開2000-258343号公報

【特許文献4】特開平10-33512号公報

【特許文献5】特開平10-108857号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

血液中のグルコース（血糖）は細胞内でグルコース酸化反応に使われ、生体の維持に必要なエネルギーを産生する。特に基礎代謝の状態においては、産生されたエネルギーの大部分は体温を維持するための熱エネルギーとなるのであるから、血中グルコース濃度と体温との間には何らかの関係があることは予想されることではある。しかし、病気による発熱を考えれば明らかのように、体温は血中グルコース濃度以外の要因によっても変動する。従来、採血を伴わずに温度測定によって血中グルコース濃度を求める方法が提案されてはいたが、十分な精度を有するものとは言い難かった。

10

【0005】

本発明は、被験者の温度データをもとに採血を伴わずに高精度で血中グルコース濃度を求める方法及び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】

血糖は、血管系、特に毛細血管によって全身の細胞に供給されている。ヒトの体内には複雑な代謝経路が存在するが、グルコース酸化は、根源的には血糖と酸素が反応し、水と二酸化炭素とエネルギーを産生する反応である。ここでいう酸素とは血液から細胞へ供給される酸素であり、酸素供給量は血液中のヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度と、血流量によって決まる。一方、グルコース酸化によって体内で産生した熱は、対流、熱輻射、伝導等の形で体から奪われる。我々は、体温は体内でのグルコース燃焼によるエネルギー産生量、すなわち熱産生とこれら熱放散のバランスによって決まると考え、次のようなモデルを考えた。

20

(1) 熱産生量と熱放散量とは同等視される。

(2) 熱産生量は、血中グルコース濃度と酸素供給量の関数である。

(3) 酸素供給量は、血中ヘモグロビン濃度と、血中ヘモグロビン酸素飽和度と、毛細血管内の血流量によって決まる。

(4) 熱放散量は、主に熱対流と熱輻射とによって決まる。

【0007】

このモデルに従い、体表を熱測定し、同時に血液中の酸素濃度に関するパラメータ及び血流量に関するパラメータを測定し、これらの測定結果を用いて血糖値を高精度に求めることができることを見出し、本発明を完成した。一例として、上記パラメータを求めるための測定は、ヒトの体の一部、例えば指先を測定対象として行うことができる。対流と輻射に関するパラメータは指先を熱測定することにより求めることができる。血中ヘモグロビン濃度および血中ヘモグロビン酸素飽和度に関するパラメータは、血液中のヘモグロビンを分光学的に測定し、酸素と結合しているヘモグロビンと結合していないヘモグロビンの比率により求めることができる。なお、血中ヘモグロビン濃度及び血中ヘモグロビン酸素飽和度に関するパラメータに関しては、特に測定を行わず予め記憶した定数を用いても測定精度を大きく損なうことはない。血流量に関するパラメータは、皮膚からの熱移動量を測定することにより求めることができる。

30

40

【0008】

本発明による血糖値測定装置は、一例として、体表面に由来する複数の温度を測定し、体表面からの熱放散に関する対流伝熱量と輻射伝熱量との算出に用いる情報を得る熱量測定部と、血中酸素量に関する情報を得る酸素量測定部と、複数の温度及び血中酸素量に各々対応するパラメータと血糖値との関係を記憶した記憶部と、熱量測定部及び酸素量測定部から入力される複数の測定値を前記パラメータへ各々変換し、前記パラメータを記憶部に記憶した前記関係に適用して血糖値を演算する演算部と、演算部によって算出された血糖値を表示する表示部と、測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備え、酸素量測定部は、血流量に関する情報を

50

得る血流量測定部と、血中のヘモグロビン濃度、ヘモグロビン酸素飽和度を得る光学測定部とを有し、血流量測定部は、体表面接触部と、体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、体表面接触部と間接温度検出器とをつなげる熱伝導部材を有する。

【0009】

本発明による血糖値測定装置の他の構成例では、環境温度を測定する環境温度測定器と、体表面が接触する体表面接触部と、体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、体表面接触部に接して設けられる熱伝導部材と、体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、熱伝導部材に隣接しかつ体表面接触部から離れた位置に設けられ、体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、体表面接触部に向けて少なくとも2つの異なる波長の光を照射する光源と、光が体表面で反射されて生じる反射光を検出する光検出器と、隣接温度検出器、間接温度検出器、環境温度測定器、輻射熱検出器及び光検出器各々の出力を各々パラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、演算部から出力される血糖値を表示する表示部と、測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備える。

10

【0010】

本発明による血糖値測定装置は、他の構成例として、環境温度を測定する環境温度測定器と、体表面が接触する体表面接触部と、体表面からの輻射熱を測定する輻射熱検出器と、体表面接触部に接して設けられる熱伝導部材と、体表面接触部に隣接して設けられた隣接温度検出器と、熱伝導部材に隣接しかつ体表面接触部から離れた位置に設けられ、体表面接触部から離れた位置の温度を検出する間接温度検出器と、血中のヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度に関する情報を記憶した記憶部と、隣接温度検出器、間接温度検出器、環境温度測定器、輻射熱検出器の出力を複数のパラメータに変換する変換部と、前記パラメータと血糖値との関係を予め記憶し、前記パラメータを前記関係に適用して血糖値を算出する処理部とを有する演算部と、演算部から出力される血糖値を表示する表示部と、測定の開始を指示する測定開始ボタンと測定開始の指示以外の制御を行う制御ボタンとからなる複数の操作ボタンと、操作ボタンからの入力信号を処理するボタン信号処理用フィルター機構とを備える。

20

30

【0011】

ボタン信号処理用フィルター機構は、測定待機中、測定開始ボタン以外の操作ボタンからの入力信号を無効化し、測定中、全ての操作ボタンからの入力信号を無効化する。また、測定開始ボタンは装置の電源ボタンを兼用していてもよい。

【0012】

本発明によると、無侵襲測定でありながら従来の侵襲法と変わらない精度で血糖値を求めることが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

最初に、前記モデルの具体化について説明する。熱放散量について考えると、その主要な要因である対流熱伝達は、環境温度（室温）と体表温の間の温度差が関係し、他の主要な要因である輻射による熱放散量はシュテファン・ボルツマンの法則より体表温の4乗に比例する。従って、人体からの熱放散量には、室温と体表温が関係していることが分かる。一方、熱産生量に関係するもう一つの要因である酸素供給量は、ヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度と、血流量の積として表される。

【0014】

ここで、ヘモグロビン濃度は、酸素結合型ヘモグロビンと還元（脱酸素）型ヘモグロビンのモル吸光係数が等しくなる波長（等吸光波長）の吸光度より測定できる。ヘモグロビ

40

50

ン酸素飽和度は、上記の等吸光波長の吸光度と、酸素結合型ヘモグロビンと還元（脱酸素）型ヘモグロビンのモル吸光係数の比が既知の最低限他の1波長の吸光度を測定し、連立方程式を解くことにより測定できる。すなわち、ヘモグロビン濃度と、ヘモグロビン酸素飽和度は、最低2波長の吸光度測定によって得ることができる。

【0015】

残るのは血液の流量である。血流量は種々の方法で測定することが可能であるが、その測定方法の一例について以下に説明する。

【0016】

図1は、ある程度の熱容量を有する固体ブロックを体表面に一定時間接触してから離れたときの、体表面からブロックへの熱移動を説明するモデル図である。ブロックの材質はプラスチック等の樹脂、例えば塩化ビニルとすることができる。ここでは、ブロックの体表面と接触した部分の温度 T_1 の時間変化と、ブロック上の体表面から離れた位置における温度 T_2 の時間変化に着目する。血流量は主に温度 T_2 （ブロック上の空間的に離れた点の温度）の時間変化を追跡することで推定することができる。以下に詳細を説明する。

【0017】

ブロックが体表面と接触する前には、ブロックの2点の温度 T_1 、 T_2 は室温 T_r に等しい。体表温 T_s が室温 T_r より高い場合、ブロックが体表面と接触すると、温度 T_1 は皮膚からの熱移動によって速やかに上昇し、体表面温度 T_s に近づく。一方、温度 T_2 は、ブロック内を伝導してきた熱がブロック表面から放熱されるため、 T_1 よりも減衰され、かつ穏やかに上昇する。温度 T_1 、 T_2 の時間変化は、体表面からブロックへの熱移動量に依存する。体表面からブロックへの熱移動量は、皮膚下を流れる毛細血管中の血流量に依存する。毛細血管を熱交換器とみなせば、毛細血管から周囲の細胞組織への熱伝達係数は、血流量の関数として与えられる。従って、温度 T_1 、 T_2 の時間変化を追跡することによって、体表面からブロックへの熱移動量を測定すれば、毛細血管から細胞組織への熱伝達量を推定でき、これから血流量を推定することが出来る。従って、 T_1 、 T_2 の温度変化を時間的に追跡することによって、体表面からブロックへの熱移動量を測定すれば、毛細血管から細胞組織への熱伝達量を推定でき、これから血流量を推定することが出来る。

【0018】

図2は、ブロックにおける体表面と接触した部分の温度 T_1 、および体表面接触位置から離れたブロック上の位置の温度 T_2 の測定値の時間変化を示す図である。ブロックを体表面に接触させると T_1 測定値は速やかに立ち上がり、離すと緩やかに立ち下がる。

【0019】

図3には、放射温度検出器によって測定した温度 T_3 の測定値の時間変化を示す。温度 T_3 としては体表面からの放射による温度を測定するので、他のセンサよりも温度変化に対して敏感に反応する。放射熱は電磁波として伝播するものであるから、瞬時に温度変化を伝えることができるものである。

【0020】

つづいて、時刻 t_{start} と時刻 t_{end} の間の T_1 測定値をS字曲線、例えばロジスティック曲線で近似する。ロジスティック曲線は温度を T 、時刻を t として、下記の式で表される。

【0021】

【数1】

$$T = \frac{b}{1 + c \times \exp(-a \times t)} + d$$

【0022】

非線形最小二乗法により係数 a 、 b 、 c 、 d を求めることで測定値を近似することができる。求めた近似式に対して、 T を時刻 t_{start} から時刻 t_{end} で積分した値を S_1 とする

【0023】

同様に、 T_2 測定値から積分値 S_2 を算出する。このとき、 $(S_1 - S_2)$ が小さいほど、指表面から T_2 の位置への熱移動量が大きいことを意味する。また、 $(S_1 - S_2)$ は指接触時間 $t_{CONTACT} (= t_{end} - t_{start})$ が長いほど大きくなる。そこで、 e_5 を比例係数として、 $e_5 / (t_{CONTACT} \times (S_1 - S_2))$ を血流量を示唆するパラメータ X_5 とする。

【0024】

以上の説明から、前記モデルによって血中グルコース濃度を求めるために必要な測定量は、室温（環境温度）、体表面温度、体表面に接触されるブロックの温度変化、体表面からの輻射による温度及び最低限 2 波長の吸光度であることが分かる。

10

【0025】

図 4 は、各種センサによる測定値と、それから導出されるパラメータとの関係を図示した説明図である。体表面と接触するブロックを用意し、その 2 箇所を設置した 2 個の温度センサによって 2 種類の温度 T_1 と T_2 の時間変化を測定する。別途、体表面の輻射温度 T_3 と室温 T_4 を測定する。また、ヘモグロビンの吸収に関係する少なくとも 2 種類の波長で吸光度 A_1, A_2 を測定する。温度 T_1, T_2, T_3, T_4 から血流量に関するパラメータが得られる。温度 T_3 から輻射伝熱量に関するパラメータが得られ、温度 T_3 と温度 T_4 から対流伝熱量に関するパラメータが得られる。また吸光度 A_1 からヘモグロビン濃度に関するパラメータが得られ、吸光度 A_1 と A_2 からヘモグロビン酸素飽和度に関する

20

【0026】

T_1 の温度変化を時間的に観察することで、ブロックに体表面が触れたタイミングを検知する。温度変化の変化量を計算し、その変化量がある閾値の間に入っている場合には体表面が触れたと判定する。変化量は体表面からブロックに伝わる熱移動量と比例関係にある。熱は血液によってもたらされるので、血流量が多い人は傾きが大きくなり、血流量が少ない人は変化量が小さくなる。ただし、人間が取りえる血流量には範囲があり、それに伴い変化量にも範囲がある。たとえば運動後には血流量は増え、安静時には血流量は減少する。

【0027】

一方、 T_3 の温度変化を観察することで、ブロックから体表面が離れたタイミングを検知する。 T_1 では体表面が離れてもブロックに熱が残り大きな温度変化が生じないため、体表面がタイミングの検知には T_3 を用いる方が精度が向上する。

30

【0028】

次に、本発明の原理に従って無侵襲血糖値測定を実現する具体的な装置構成について説明する。

【0029】

図 5 は、本発明による無侵襲血糖値測定装置の上面図と側断面図である。この装置では、体表面として指先の腹の皮膚を使うが、他の体表面を使うことも可能である。

【0030】

装置上面には、操作部 11、測定対象となる指が置かれる測定部 12、測定結果の表示、装置の状態や測定値などを表示する表示部 13 が設けられている。操作部 11 には、装置の操作を行うための 4 個の押しボタン 11a ~ 11d が配置されている。このなかの一つたとえば 11d が測定開始ボタンである。測定部 12 にはカバー 14 が設けられ、カバー 14 を開けると（図はカバーを開けた状態を示す）、楕円型の周縁を持つ指置き部 15 がある。指置き部 15 の中には、輻射温度センサ部の開口端 16 と接触温度センサ部 17 と光学センサ部 18 がある。また、色で装置の状態や測定タイミングなどを知らせる LED 19 と、音で装置の状態や測定タイミングを知らせるブザーがある。

40

【0031】

装置断面図を用いて装置内部を説明する。測定部 12 には体表面を置くための体表面接

50

触部 5 1 と、室温などを測定する温度センサ部 5 3、光学センサ部 1 8 がある。センサはセンサケース 5 4 で覆われ、センサとセンサカバーは基盤 5 6 a に装着されている。表示部と LED は基盤 5 6 b に固定されている。基盤 5 6 c は外ケース 5 7 に固定されている。基盤 5 6 c には基盤 5 6 a や基盤 5 6 b のほかに、測定データを計算する演算部や各部を統括制御する制御部を備えた、マイクロプロセッサ 5 5 も装着されている。

【 0 0 3 2 】

装置の電源を投入して測定開始ボタン 1 1 d を指などで押すと、測定開始ボタン 1 1 d の信号がオンになってマイクロプロセッサ 5 5 に入力される。さらに、測定部 1 2 に指などの体表面が接触したときの信号がマイクロプロセッサ 5 5 に入力されると、マイクロプロセッサ 5 5 は測定用の制御ルーチンを開始する。このとき、液晶表示部にカウントダウンが表示される。カウントダウンと同時期に信号用 LED を点灯させてもよい。また、カウントダウンの間には測定用の発光ダイオードが点灯される。カウントダウンが終了すると、液晶表示部に「指を離してください」と表示される。なお、測定開始 1 1 d ボタンを一定時間、例えば 3 秒以上長押しすることで装置の電源を投入するようにして、測定開始 1 1 d ボタンが電源スイッチを兼用するようにしてもよい。

10

【 0 0 3 3 】

測定部から指が離れると、装置はそのタイミングの良し悪しを判断して、そのタイミングが適当なとき、液晶表示部に「データ処理中」が表示される。液晶表示部に「指を離してください」と表示される前に指を離すと、液晶表示部に「指はカウントダウン終了前に離さないで下さい」と表示され、5 秒以上経過して離れた場合は、液晶表示部に「指はカウントダウン終了後速やかに離してください」と表示される。このとき、測定開始 1 1 d ボタンを押すことでエラーメッセージを解消しても良い。正常に指置き、指離しが実施されると、装置は血糖値を液晶表示部に表示する。

20

【 0 0 3 4 】

電源を切断する際には、電源スイッチを押すが、測定開始 1 1 d ボタンで電源スイッチを兼用する場合には、測定開始 1 1 d ボタンを例えば 3 秒以上長押しすることで電源が切れるように設計する。また、測定部に指を、例えば 0 . 3 から 1 . 0 秒の間に 2 回小刻みに置くことで、電源を切断するように設計しても良い。

【 0 0 3 5 】

このように、体表面が例えば指であったときに、指一本の動作で測定開始から終了まで装置を動作させることができる。さらに電源の投入、切断までの操作も指一本で実施することもできる。図 6 に指動作をトリガーにした測定のフローを示す。

30

【 0 0 3 6 】

ボタン 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c は血糖値測定以外の機能である時間設定や履歴参照などを実施するための設定ボタンである。装置の電源を投入した後に、装置はウォーミングアップを開始する。ウォーミングアップを開始して 3 0 秒以上経過すると装置は初期状態になる。このタイミングでボタン 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c のいずれかが押されると、装置は測定以外の機能モードに移行する。初期状態から所定の時間が経過すると、装置は測定待ちの状態になる。この測定待ちの待機状態のとき、設定用ボタン 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c が押されても装置はこのボタン入力を無視し、測定待ちの状態を継続する。この機能を達成するために装置にはボタン信号処理用フィルターがある。測定開始ボタン 1 1 d の入力が入力 ON のとき、ボタン信号処理用フィルターは常にボタン 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c からの入力信号を無効にする。

40

【 0 0 3 7 】

測定が開始されたときには、ボタン信号処理用フィルターのモードが切り替わり、全てのボタン入力信号を無効にする。したがって、測定中にはどのボタンが押されても装置は測定を中断することは無い。測定開始から 1 0 秒以下でかつ指が測定部 1 2 に置かれているときは、測定を継続する。すなわち、測定開始から任意の時間 (1 0 秒程度以下)、指が測定部 1 2 に置かれていることを、 T_1 の温度変化や T_3 の温度変化等を検出する検出器群からなる指接触認識機構により判定し、測定を継続するための信号として扱うことが

50

できる。測定が終了したら、装置は血糖値を計算して、ディスプレイに血糖値を表示する。

【0038】

図7に、ボタン入力に伴う装置の動作フローを示す。ここでは、測定開始ボタン11dが電源スイッチを兼ねているものとして説明する。また、他のボタン11a, 11b, 11cは装置の設定や履歴参照などに利用するボタンであるとする。

【0039】

血糖値測定を行う被検者は、最初にボタン11dを3秒以上長押しする。この操作によって、装置の電源が入る。すると、装置は自動的に30秒間のウォーミングアップを開始し、初期状態になる。このタイミングで、ボタン11a, 11b, 11cのいずれかを押し、装置の設定を行うための設定機能モードに移行する。装置設定が終了すると、再び初期状態に戻る。初期状態の後、装置は測定のための待機状態になる。待機状態になると、ボタン信号処理用フィルター機構がONになり、ボタン11d以外のボタン入力を受け付けなくなる。その後、ボタン11dを押し、測定部に指を置くと、装置はそれを検知して測定を開始する。測定が開始されると、ボタン信号処理用フィルター機構の働きにより、全てのボタン11a, 11b, 11c, 11dの入力を無効にする。その後、測定が終わって、演算された血糖値が液晶表示部に表示されると、ボタン信号処理用フィルター機構はOFFになり、ボタン入力を受け付けるようになる。この状態で、被検者がボタン11dを3秒以上長押しすると、装置の電源が切れる。

【0040】

図8は測定部の詳細例を示す図であり、(a)は上面図、(b)はそのXX断面図、(c)はそのYY断面図である。

【0041】

最初に、本発明の無侵襲血糖値測定装置による温度測定について説明する。被検部(指の腹)が接触する部分には熱伝導率の高い材料、例えば金でできた薄いプレート21が配置され、そのプレート21に熱的に接続されたプレート21より熱伝導率の低い材料、例えばポリ塩化ビニルからなる棒状の熱伝導部材22が装置内部に伸びている。温度センサとしては、プレート21の温度を測定し、被検部に対して隣接的な温度検出器であるサーミスタ23と、プレート21から一定距離だけ離れた熱伝導部材の部分の温度を測定し、被検部に対して間接的な温度検出器であるサーミスタ24とが設けられている。指置き部15に置かれた被検部(指の腹)を見通せる装置内部の位置に赤外線レンズ25が配され、赤外線レンズ25の下方に赤外線透過窓26を介して焦電検出器27が配置されている。また、焦電検出器27に近接して別のサーミスタ28が設置されている。

【0042】

このように測定部の温度センサ部は4個の温度センサを有し、次の4種類の温度を測定する。

(1) 指表面の温度(サーミスタ23): T_1

(2) 熱伝導部材の温度(サーミスタ24): T_2

(3) 指の輻射温度(焦電検出器27): T_3

(4) 室温(サーミスタ28): T_4

【0043】

測定部上部に何らかの物体が近づくと、焦電検出器27はその輻射熱を感知する。またサーミスタ23は測定部に指などの被検部が接触すると、その熱を感知する。したがって、焦電検出器27の出力が上昇して、かつサーミスタ23の温度が上昇変化したときに、被検部が測定部に接触したことがわかる。サーミスタ23の温度が上昇もしくは上昇から平衡状態にあるときは、被検部が測定に接触し続けていることがわかる。図3において t_{start} で焦電検出器27の温度が上昇しており、図2において、 t_{start} では温度が上昇変化していることがわかる。このとき t_{start} において被検部が測定部に接触したことがわかる。また、センサ下部に圧力センサやスイッチなどを取り付けて、指が置かれたことを圧力センサの信号変化やスイッチの投入で判断してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

測定部から指が離れると、焦電検出器 27 の信号が急激に下降し、サーミスタ 23 の温度も下降を開始する。このようにして指が離れたことを感知する。図 2 において t_{end} に至るまで温度が上昇してやや平衡状態になっていることから、 t_{end} で被検部が測定部から離れたことがわかる。なお、センサ下部に圧力センサやスイッチなどを取り付けて、指が離れたことを圧力センサの信号変化やスイッチの切断で判断してもよい。

【 0 0 4 5 】

次に、光学センサ部 18 について説明する。光学センサ部は、酸素供給量を求めるために必要なヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定するためのものである。ヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定するには最低 2 波長での吸光度測定が必要であり、図 8 (c) は 2 個の光源 33 , 34 と 1 個の検出器 35 によって 2 波長測定を行うための構成例を示している。

【 0 0 4 6 】

光学センサ部 18 には、2 個の光ファイバー 31 , 32 の端部が位置する。光ファイバー 31 は照射用の光ファイバーであり、光ファイバー 32 は受光用の光ファイバーである。図 8 (c) に示すように、光ファイバー 31 は支線となるファイバー 31 a , 31 b につながり、それらの末端には 2 つの波長の発光ダイオード 33 , 34 が配されている。受光用光ファイバー 32 の末端には、フォトダイオード 35 が配されている。発光ダイオード 33 は波長 810 nm の光を出射し、発光ダイオード 34 は波長 950 nm の光を出射する。波長 810 nm は、酸素結合型ヘモグロビンと還元型 (脱酸素) 型ヘモグロビンのモル吸光係数が等しくなる等吸光波長であり、波長 950 nm は酸素結合型ヘモグロビンと還元型ヘモグロビンのモル吸光係数の差が大きい波長である。

【 0 0 4 7 】

2 個の発光ダイオード 33 , 34 は指が指置き部に置かれたタイミングをトリガーとして、時分割的に発光し、発光ダイオード 33 , 34 から発生された光は照射用光ファイバー 31 から被検者の指に照射される。指に照射された光は、指の皮膚で反射し、受光用光ファイバー 32 に入射してフォトダイオード 35 によって検出される。指に照射された光が指の皮膚で反射されるとき、一部の光は皮膚を通して組織内部に侵入し、毛細血管を流れる血液中のヘモグロビンによる吸収を受ける。フォトダイオード 35 による測定データは反射率 R であり、吸光度は近似的に $\log (1 / R)$ で計算される。波長 810 nm と波長 950 nm の光について各々照射を行い、各々につき R を測定し、かつ $\log (1 / R)$ を求めることにより、波長 810 nm の吸光度 A_1 と波長 950 nm の吸光度 A_2 が測定される。

【 0 0 4 8 】

還元型ヘモグロビン濃度を $[Hb]$ 、酸素結合型ヘモグロビン濃度を $[HbO_2]$ とすると、吸光度 A_1 および吸光度 A_2 は次式で表される。

【 0 0 4 9 】

【 数 2 】

$$\begin{aligned} A_1 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(810nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(810nm)) \\ &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times A_{HbO_2}(810nm) \\ A_2 &= a \times ([Hb] \times A_{Hb}(950nm) + [HbO_2] \times A_{HbO_2}(950nm)) \\ &= a \times ([Hb] + [HbO_2]) \times \left(\left(1 - \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \right) \times A_{Hb}(950nm) + \frac{[HbO_2]}{[Hb] + [HbO_2]} \times A_{HbO_2}(950nm) \right) \end{aligned}$$

【 0 0 5 0 】

$A_{Hb}(810nm)$ と $A_{Hb}(950nm)$ 、 $A_{HbO_2}(810nm)$ と $A_{HbO_2}(950nm)$ はそれぞれ還元型ヘモグロビン、酸素結合型ヘモグロビンのモル吸光係数であり各波長で既知である。 a は比例係数である。ヘモグロビン濃度 $([Hb] + [H$

10

20

30

40

50

b O₂])、ヘモグロビン酸素飽和度 { [H b O₂] / ([H b] + [H b O₂]) } は上式から次のように求められる。

【 0 0 5 1 】

【 数 3 】

$$[Hb]+[HbO_2]=\frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)}$$

$$\frac{[HbO_2]}{[Hb]+[HbO_2]}=\frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm)-A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm)-A_{Hb}(950nm))}$$

10

【 0 0 5 2 】

なお、ここでは2波長による吸光度測定によってヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定する例について説明したが、3波長以上で吸光度を測定することによって、妨害成分の影響を低減し測定精度を高めることも可能である。

【 0 0 5 3 】

図9は、装置内におけるデータ処理の流れを示す概念図である。本例の装置には、サーミスタ23、サーミスタ24、焦電検出器27、サーミスタ28、フォトダイオード35からなる5個のセンサがある。フォトダイオード35では波長810nmの吸光度と波長950nmの吸光度を測定するため、装置には6種類の測定値が入力されることになる。

【 0 0 5 4 】

20

5種類のアナログ信号は、それぞれA1～A5の増幅器を経由して、AD1～AD5のアナログ・デジタル変換器によってデジタル変換される。デジタル変換された値からパラメータx_i (i = 1, 2, 3, 4, 5) が計算される。x_i を具体的に表記すると以下のとおりとなる。(e₁ ~ e₅ は比例係数)

【 0 0 5 5 】

【 数 4 】

熱輻射に比例したパラメータ

$$x_1 = e_1 \times (T_3)^4$$

30

熱対流に比例したパラメータ

$$x_2 = e_2 \times (T_4 - T_3)$$

ヘモグロビン濃度に比例したパラメータ

$$x_3 = e_3 \times \left(\frac{A_1}{a \times A_{HbO_2}(810nm)} \right)$$

ヘモグロビン飽和度に比例したパラメータ

$$x_4 = e_4 \times \left(\frac{A_2 \times A_{HbO_2}(810nm) - A_1 \times A_{Hb}(950nm)}{A_1 \times (A_{HbO_2}(950nm) - A_{Hb}(950nm))} \right)$$

40

血流量に比例したパラメータ

$$x_5 = e_5 \times \left(\frac{1}{t_{CONT} \times (S_1 - S_2)} \right)$$

【 0 0 5 6 】

つづいて、実際の多数の健常者および糖尿病患者のデータから得られたパラメータx_i

50

の平均値と標準偏差から正規化パラメータを算出する。各パラメータ x_i から正規化パラメータ X_i ($i = 1, 2, 3, 4, 5$) を次の式で計算する。

【 0 0 5 7 】

【 数 5 】

$$X_i = \frac{x_i - \bar{x}_i}{SD(x_i)}$$

x_i : パラメータ

\bar{x}_i : パラメータの平均値

$SD(x_i)$: パラメータの標準偏差

10

【 0 0 5 8 】

前述の5つの正規化パラメータをもって、最終的な表示を行うためのグルコース濃度への変換計算が行われる。図10は、装置内部の構成例を示す模式図である。指置き部15に指を置いたときに、使用者の視野に入る位置に液晶表示器13、信号用LED19を配置する。また、押しボタン11a~11dはそれぞれマイクロプロセッサ55と接続されている。マイクロプロセッサ55はソフトウェアを格納するROMを内蔵している。またマイクロプロセッサ55は、ボタン11a~11dを押すことによって、外部からの指令を受けすることができる。

20

【 0 0 5 9 】

処理計算に必要なプログラムは、装置に組み込まれたマイクロプロセッサ55に内蔵されたROMに記憶されている。また、処理計算に必要なメモリー領域は、同様に装置に組み込まれているRAM42に確保される。センサ部のアナログ信号はアナログ・デジタル変換器AD1~AD5によってデジタル信号になり、バスライン44を経由して転送され、ROMに格納された関数を利用してマイクロプロセッサで計算処理される。計算処理の結果に応じて、信号用LED19が点灯もしくは点滅する。センサ部の信号が指置きを意味するとき、リアルタイムクロック45からの命令で液晶表示部にカウントダウンが表示され、それと同時にROMに記憶された血糖測定プログラムを開始する。計算処理された結果は、液晶表示部に表示されると同時に、ICカード43に保存することもできる。また、バッテリー41の残量が少なくなった場合には、液晶表示部に警告を表示したり、信号用LEDを点灯もしくは点滅させることもできる。

30

【 0 0 6 0 】

ROMには処理計算に必要なプログラム構成要素として、特にグルコース濃度Cを求めるための関数が入っている。この関数は以下のように定められたものである。まず、Cは以下の式(1)で表現される。 a_i ($i = 0, 1, 2, 3, 4, 5$)は、複数の測定データから前もって決定されている。 a_i を求める手順は以下のとおりである。

(1) 正規化パラメータとグルコース濃度Cの関係を示す重回帰式を作成する。

(2) 最小二乗法によって得られた式から正規化パラメータに関する正規方程式(連立方程式)を求める。

40

(3) 正規方程式から係数 a_i ($i = 0, 1, 2, 3, 4, 5$) の値を求め、重回帰式に代入する。

【 0 0 6 1 】

初めに、グルコース濃度Cと正規化パラメータ X_1, X_2, X_3, X_4, X_5 の関係を示す次の回帰式(1)を作る。

【 0 0 6 2 】

【数 6】

$$C = f(X_1, X_2, X_3, X_4, X_5) \\ = a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + a_3 X_3 + a_4 X_4 + a_5 X_5 \quad \dots(1)$$

【0063】

つづいて、酵素電極法によるグルコース濃度測定値 C_i との誤差が最小になるような重回帰式を求めるため、最小二乗法を用いる。残差の二乗和を D とすると、 D は次式(2)で表される。

【0064】

10

【数 7】

$$D = \sum_{i=1}^n d_i^2 \\ = \sum_{i=1}^n (C_i - f(X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}, X_{i4}, X_{i5}))^2 \\ = \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\}^2 \quad \dots(2)$$

【0065】

20

残差の二乗和 D が最小になるのは、式(2)を $a_0, a_1, a_2, \dots, a_5$ で偏微分してゼロとなるときなので、次式が得られる。

【0066】

【数 8】

$$\frac{\partial D}{\partial a_0} = -2 \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_1} = -2 \sum_{i=1}^n X_{i1} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_2} = -2 \sum_{i=1}^n X_{i2} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_3} = -2 \sum_{i=1}^n X_{i3} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_4} = -2 \sum_{i=1}^n X_{i4} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \\ \frac{\partial D}{\partial a_5} = -2 \sum_{i=1}^n X_{i5} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\} = 0 \quad \dots(3)$$

30

【0067】

40

$C, X_1 \sim X_5$ の平均値をそれぞれ $C_{mean}, X_{1mean} \sim X_{5mean}$ とすると、 $X_{imean} = 0$ ($i = 1 \sim 5$) であるので、式(1)から式(4)が得られる。

【0068】

【数 9】

$$a_0 = C_{mean} - a_1 X_{1mean} - a_2 X_{2mean} - a_3 X_{3mean} - a_4 X_{4mean} - a_5 X_{5mean} \\ = C_{mean} \quad \dots(4)$$

【0069】

また、正規化パラメータ間の変動・共変動は、式(5)で表され、正規化パラメータ X

50

i ($i = 1 \sim 5$) と C との共変動は式 (6) で表される。

【 0 0 7 0 】

【 数 1 0 】

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(X_{kj} - X_{jmean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} X_{kj} \quad (i, j = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots\dots(5)$$

$$S_{iC} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(C_k - C_{mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} (C_k - C_{mean}) \quad (i = 1, 2, \dots, 5) \quad \dots\dots(6)$$

【 0 0 7 1 】

10

式 (4) (5) (6) を式 (3) に代入して整理すると、連立方程式 (正規方程式) (7) が得られ、これを解くことで $a_1 \sim a_5$ が求まる。

【 0 0 7 2 】

【 数 1 1 】

$$\begin{aligned} a_1 S_{11} + a_2 S_{12} + a_3 S_{13} + a_4 S_{14} + a_5 S_{15} &= S_{1C} \\ a_1 S_{21} + a_2 S_{22} + a_3 S_{23} + a_4 S_{24} + a_5 S_{25} &= S_{2C} \\ a_1 S_{31} + a_2 S_{32} + a_3 S_{33} + a_4 S_{34} + a_5 S_{35} &= S_{3C} \\ a_1 S_{41} + a_2 S_{42} + a_3 S_{43} + a_4 S_{44} + a_5 S_{45} &= S_{4C} \\ a_1 S_{51} + a_2 S_{52} + a_3 S_{53} + a_4 S_{54} + a_5 S_{55} &= S_{5C} \quad \dots\dots(7) \end{aligned}$$

20

【 0 0 7 3 】

定数項 a_0 は、式 (4) を用いて求める。以上で求めた a_i ($i = 0, 1, 2, 3, 4, 5$) は装置製造時に ROM に格納されている。装置による実際の測定では、測定値から求めた正規化パラメータ $X_1 \sim X_5$ を回帰式 (1) に代入することで、グルコース濃度 C が算出される。

【 0 0 7 4 】

以下にグルコース濃度の算出過程の具体例を示す。予め健常者および糖尿病患者に対して測定した多数のデータから回帰式 (1) の係数が決められており、マイクロプロセッサの ROM には下記のグルコース濃度の算出式が格納されている。

30

【 0 0 7 5 】

【 数 1 2 】

$$C = 99.4 + 18.3 \times X_1 - 20.2 \times X_2 - 23.7 \times X_3 - 22.0 \times X_4 - 25.9 \times X_5$$

【 0 0 7 6 】

$X_1 \sim X_5$ はパラメータ $x_1 \sim x_5$ を正規化したものである。パラメータの分布が正規分布であると仮定すると、正規化パラメータの 95% は -2 から +2 の間の値をとる。

【 0 0 7 7 】

40

健常者の測定値の一例として、正規化パラメータ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.05$ 、 $X_4 = -0.12$ 、 $X_5 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 96 \text{ mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の一例として、正規化パラメータ $X_1 = +1.15$ 、 $X_2 = -1.02$ 、 $X_3 = -0.83$ 、 $X_4 = -0.91$ 、 $X_5 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 213 \text{ mg/dl}$ となる。

【 0 0 7 8 】

従来の測定方法である、採血によって得た血液を試薬と反応させ、この反応によって発生した電子量を測定して血糖値を測定する酵素電極法による測定結果と本発明の一実施例による測定結果について以下に述べる。健常者の測定値の一例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 89 mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメ

50

一タ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.05$ 、 $X_4 = -0.12$ 、 $X_5 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 96 \text{ mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 238 mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメータ $X_1 = +1.15$ 、 $X_2 = -1.02$ 、 $X_3 = -0.83$ 、 $X_4 = -0.91$ 、 $X_5 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 213 \text{ mg/dl}$ となる。上記の結果より、本発明による方法によって、高精度でグルコース濃度を求められることが確認された。

【0079】

図11は、縦軸を本法によるグルコース濃度の算出値、横軸を酵素電極法によるグルコース濃度の測定値として、複数の患者に対してそれぞれの測定値をプロットした図である。本法の様に酸素供給量・血流量を測定することで良好な相関が得られる（相関係数 = 0.9324 ）。

10

【0080】

以上説明した実施例では、血中ヘモグロビン濃度及び血中ヘモグロビン酸素飽和度に関するパラメータは、血液中のヘモグロビンを分光学的に測定することにより求めた。ところで、ヘモグロビン濃度は、貧血、出血及び赤血球増加症などの症状が無い人であれば安定していること、また、ヘモグロビン濃度は男性で $13 \sim 18 \text{ g/dL}$ 、女性で $12 \sim 17 \text{ g/dL}$ が正常値であり、ヘモグロビン濃度の正常値からの変化幅の範囲は $5 \sim 6\%$ であること、前述の血糖値算出式で血流量に関する項の重みが他の項より小さいことから、定数として扱っても測定精度を大きく損なうことがない。同様に、ヘモグロビン酸素飽和度についても、大気圧下で空気呼吸を行い、安静にし、リラックスした状態であれば $97 \sim 98\%$ で安定していることから、定数として扱うことが可能である。よってヘモグロビン濃度及びヘモグロビン酸素飽和度は定数として扱うことができ、酸素供給量はヘモグロビン濃度定数と、ヘモグロビン酸素飽和度定数と、血流量との積から求めることができる。

20

【0081】

ヘモグロビン濃度及びヘモグロビン酸素飽和度を定数として扱うことにより、血糖値測定に用いるセンサ構成について、光学センサ等を外して簡単化することができる。また光学測定の間及び光学測定結果処理の間を略することにより、血糖値測定一連の迅速化を図ることができる。

【0082】

なお、ヘモグロビン酸素飽和度については特に安静時に安定した値となることから、ヘモグロビン濃度及びヘモグロビン酸素飽和度を定数として扱えば、特に安静時の血糖値測定において測定精度を高め、かつ血糖値測定一連の迅速化を図ることができる。ここで、安静時とは、椅子に座ったり体を横たえたりすることにより体を殆ど動かさない状態で、5分程度経過した時のことをいう。

30

【0083】

以下、血中ヘモグロビン濃度及び血中ヘモグロビン酸素飽和度を定数として扱う実施例について説明する。本実施例は、血中ヘモグロビン濃度及び血中ヘモグロビン酸素飽和度を定数として扱う点以外は、上記実施例と同様であるため、ここでは主として前述の実施例と異なる点について説明する。

40

【0084】

本実施例は、図4の説明図におけるヘモグロビン濃度とヘモグロビン酸素飽和度を測定することなく、定数として扱うものである。従って、本実施例の測定部は、図12に示すように、図8に示した前述の実施例の測定部から光源33、34、フォトダイオード35及び光ファイバー31、32を除去した構造とする。本実施例で使用するパラメータは熱輻射に比例したパラメータ x_1 、熱対流に比例したパラメータ x_2 、及び酸素供給量に比例したパラメータ x_3 （以下、酸素供給量に比例したパラメータを x_3 と表記する）であり、これらのパラメータから前述のようにして正規化パラメータを算出し、その3個の正規化パラメータ X_i ($i=1,2,3$) をもとにグルコース濃度を演算する。データ処理においては、前述の実施例では必要であった「光学計測データから正規化パラメータへの変換処

50

理」(図9参照)を省略できる。

【0085】

図13は、本実施例による装置の機能ブロック図を示す図である。この装置はバッテリー41で駆動される。温度センサで構成されるセンサ部48で測定した信号は各々の信号に対応して設置されるアナログ・デジタル変換器44(アナログ・デジタル変換器AD1~AD4)へ入りデジタル信号へ変換される。マイクロプロセッサ55の周辺回路としては、アナログ・デジタル変換器AD1~AD4、液晶表示器13、RAM42があり、これらは各バスライン46を介してマイクロプロセッサ55からアクセスされる。また、押しボタン11a~11dはそれぞれマイクロプロセッサ55と接続されている。マイクロプロセッサ55はソフトウェアを格納するROMを内蔵している。またマイクロプロセッサ55は、ボタン11a~11dを押すことによって、外部からの指令を受けることができる。

10

【0086】

マイクロプロセッサ55に内蔵されたROM47は、処理計算に必要なプログラムを記憶する。すなわち、演算部の機能を有する。マイクロプロセッサ55はさらに、ヘモグロビン濃度の定数を格納するヘモグロビン濃度定数格納部50と、ヘモグロビン酸素飽和度の定数を格納するヘモグロビン酸素飽和度定数格納部49を内蔵している。計算プログラムは指の測定終了後、ヘモグロビン定数格納部50およびヘモグロビン酸素飽和度定数格納部49から最適定数を呼び出して計算する。また、処理計算に必要なメモリー領域は、同様に装置に組み込まれているRAM42に確保される。計算処理された結果は、液晶表示部に表示される。

20

【0087】

ROMには処理計算に必要なプログラム構成要素として、特にグルコース濃度Cを求めるための関数が入っている。この関数は以下のように定められたものである。まず、Cは以下の式(8)で表現される。 a_i ($i=0,1,2,3$)は、複数の測定データから前もって決定されている。 a_i を求める手順は以下のとおり。

- (1) 正規化パラメータとグルコース濃度Cの関係を示す重回帰式を作成する。
- (2) 最小二乗法によって得られた式から正規化パラメータに関する正規方程式(連立方程式)を求める。
- (3) 正規方程式から係数 a_i ($i=0,1,2,3$)の値を求め、重回帰式に代入する。

30

【0088】

初めに、グルコース濃度Cと正規化パラメータ X_1 , X_2 , X_3 の関係を示す次の回帰式(8)を作る。

【0089】

【数13】

$$C = f(X_1, X_2, X_3) \\ = a_0 + a_1 X_1 + a_2 X_2 + a_3 X_3 \quad \dots(8)$$

【0090】

つづいて、酵素電極法によるグルコース濃度測定値 C_i との誤差が最小になるような重回帰式を求めるため、最小二乗法を用いる。残差の二乗和をDとすると、Dは次式(9)で表される。

40

【0091】

【数 1 4】

$$\begin{aligned}
 D &= \sum_{i=1}^n d_i^2 \\
 &= \sum_{i=1}^n (C_i - f(X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}))^2 \\
 &= \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3})\}^2 \quad \dots\dots(9)
 \end{aligned}$$

10

【0092】

残差の二乗和Dが最小になるのは、式(9)を $a_0 \sim a_3$ で偏微分してゼロとなるときなので、次式が得られる。

【0093】

【数 1 5】

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial D}{\partial a_0} &= -2 \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3})\} = 0 \\
 \frac{\partial D}{\partial a_1} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i1} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3})\} = 0 \\
 \frac{\partial D}{\partial a_2} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i2} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3})\} = 0 \\
 \frac{\partial D}{\partial a_3} &= -2 \sum_{i=1}^n X_{i3} \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3})\} = 0 \quad \dots\dots(10)
 \end{aligned}$$

20

【0094】

C 、 $X_1 \sim X_3$ の平均値をそれぞれ C_{mean} 、 $X_{1mean} \sim X_{3mean}$ とすると $X_{imean} = 0$ ($i = 1 \sim 3$)であるので、式(8)から式(11)が得られる。

【0095】

【数 1 6】

$$\begin{aligned}
 a_0 &= C_{mean} - a_1 X_{1mean} - a_2 X_{2mean} - a_3 X_{3mean} \\
 &= C_{mean} \quad \dots\dots(11)
 \end{aligned}$$

30

【0096】

また、正規化パラメータ間の変動・共変動は、式(12)で表され、正規化パラメータ X_i ($i = 1 \sim 3$)と C との共変動は式(13)で表される。

【0097】

【数 1 7】

$$S_{ij} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(X_{kj} - X_{jmean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} X_{kj} \quad (i, j = 1, 2, 3) \quad \dots\dots(12)$$

$$S_{iC} = \sum_{k=1}^n (X_{ki} - X_{imean})(C_k - C_{mean}) = \sum_{k=1}^n X_{ki} (C_k - C_{mean}) \quad (i = 1, 2, 3) \quad \dots\dots(13)$$

40

【0098】

式(11)(12)(13)を式(10)に代入して整理すると、連立方程式(正規方程式)(14)が得られ、これを解くことで $a_1 \sim a_3$ が求まる。

【0099】

50

【数 1 8】

$$\begin{aligned} a_1 S_{11} + a_2 S_{12} + a_3 S_{13} &= S_{1C} \\ a_1 S_{21} + a_2 S_{22} + a_3 S_{23} &= S_{2C} \\ a_1 S_{31} + a_2 S_{32} + a_3 S_{33} &= S_{3C} \quad \dots\dots(14) \end{aligned}$$

【0 1 0 0】

定数項 a_0 は、式(11)を用いて求める。以上で求めた a_i ($i=0,1,2,3$) は装置製造時に ROM に格納されている。装置による実際の測定では、測定値から求めた正規化パラメータ $X_1 \sim X_3$ を回帰式(8)に代入することで、グルコース濃度 C が算出される。

10

【0 1 0 1】

以下にグルコース濃度の算出過程の具体例を示す。予め健常者および糖尿病患者に対して測定した多数のデータから回帰式(8)の係数が決められており、マイクロプロセッサの ROM には下記のグルコース濃度の算出式が格納されている。

【0 1 0 2】

【数 1 9】

$$C = 101.7 + 25.8 \times X_1 - 23.2 \times X_2 - 12.9 \times X_3$$

【0 1 0 3】

$X_1 \sim X_3$ はパラメータ $x_1 \sim x_3$ を正規化したものである。パラメータの分布が正規分布であると仮定すると、正規化パラメータの95%は - 2 から + 2 の間の値をとる。

20

【0 1 0 4】

健常者の測定値の1例として、正規化パラメータ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 101\text{mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の1例として、正規化パラメータ $X_1 = +1.35$ 、 $X_2 = -1.22$ 、 $X_3 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 181\text{mg/dl}$ となる。なお、上記の式ではヘモグロビン濃度を 15g/dL 、ヘモグロビン酸素飽和度を 97% として定数化した。

【0 1 0 5】

従来の測定方法である、採血によって得た血液を試薬と反応させ、この反応によって発生した電子量を測定して血糖値を測定する酵素電極法による測定結果と本発明の1実施例による測定結果について以下に述べる。健常者の測定値の1例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 93mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメータ $X_1 = -0.06$ 、 $X_2 = +0.04$ 、 $X_3 = +0.10$ を上記の式に代入すると $C = 101\text{mg/dl}$ となる。また、糖尿病患者の測定値の例として、酵素電極法によるグルコース濃度が 208mg/dl のとき、同時刻に本法による測定から得た正規化パラメータ $X_1 = +1.35$ 、 $X_2 = -1.22$ 、 $X_3 = -1.24$ を上記の式に代入すると $C = 181\text{mg/dl}$ となる。この計算結果は約 13% の誤差を示しているが、一般に血糖測定のための装置は通常 $15 \sim 20\%$ の誤差は許容されるものとして扱われているため、このレベルの精度であれば十分な精度と考えられる。上記の結果より、本発明による方法によって、高精度でグルコース濃度を求められることが確認された。

30

【0 1 0 6】

図14は、縦軸を本法によるグルコース濃度の算出値、横軸を酵素電極法によるグルコース濃度の測定値として、複数の患者に対してそれぞれの測定値をプロットした図である。本法の様に測定することで良好な相関が得られる(相関係数 = 0.8932)。

40

【図面の簡単な説明】

【0 1 0 7】

【図1】体表面からブロックへの熱移動を説明するモデル図。

【図2】温度 T_1 および温度 T_2 の測定値の時間変化を示す図。

【図3】温度 T_3 の時間変化の測定例。

【図4】各種センサによる測定値と、それから導出されるパラメータとの関係を図示した説明図。

50

【図5】本発明による無侵襲血糖値測定装置の上面図及び側断面図。

【図6】指の動作フローを示す図。

【図7】ボタン入力に伴う装置の動作フローを示す図。

【図8】測定部の詳細例を示す図。

【図9】装置内におけるデータ処理の流れを示す概念図。

【図10】装置内部の構成例を示す模式図。

【図11】本発明によるグルコース濃度算出値と酵素電極法によるグルコース濃度測定値のプロット図。

【図12】測定部の他の例を示す詳細図。

【図13】装置内におけるデータ保管場所を示す概念図。

10

【図14】本発明によるグルコース濃度算出値と酵素電極法によるグルコース濃度測定値のプロット図。

【符号の説明】

【0108】

11...操作部、12...測定部、13...表示部、15...指置き部、16...輻射温度センサ部の開口端、17...接触温度センサ部、18...光学センサ部、19...信号用LED、21...プレート、22...熱伝導部材、23...サーミスタ、24...サーミスタ、25...赤外線レンズ、26...赤外線透過窓、27...焦電検出器、28...サーミスタ、31, 32...光ファイバー、33, 34...光源、35...フォトダイオード

【要約】 (修正有)

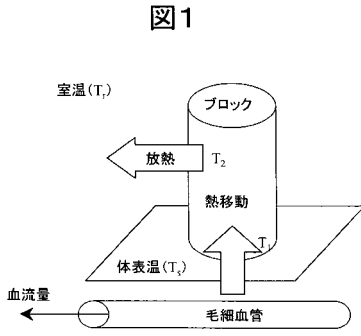
20

【課題】温度測定に基づいて無侵襲に血糖値測定を行う。

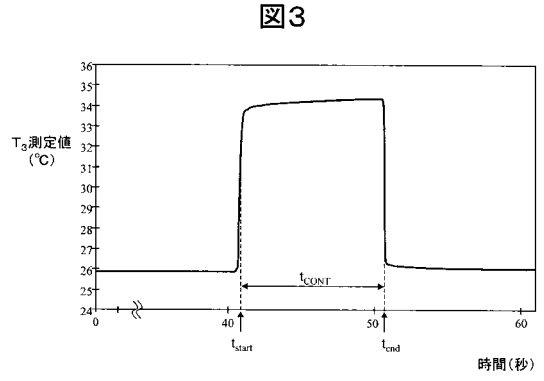
【解決手段】体表面に由来する複数の温度を測定し、体表面からの熱放散に関する情報を得る熱量測定部と、血中酸素量に関する情報を得る酸素量測定部と、前期複数の温度及び前記血中酸素量に各々対応するパラメータと血糖値との関係を記憶する記憶部と、前記熱量測定部及び前記酸素量測定部から入力される複数の測定値を前記パラメータへ変換し、前記パラメータを前記記憶部に記憶した前記関係に適用して血糖値を演算する演算部とを有する血糖値測定装置。

【選択図】図2

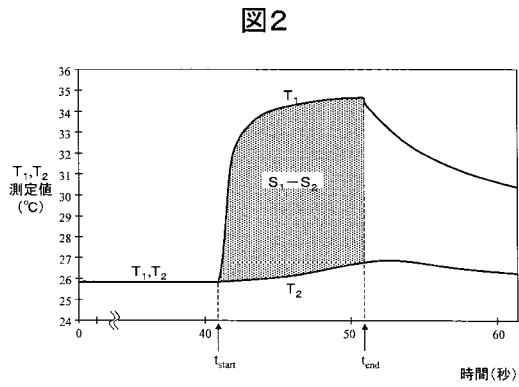
【 図 1 】



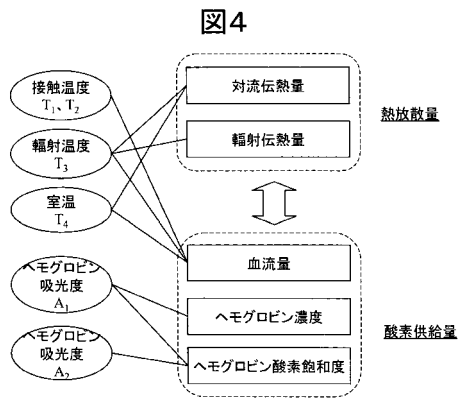
【 図 3 】



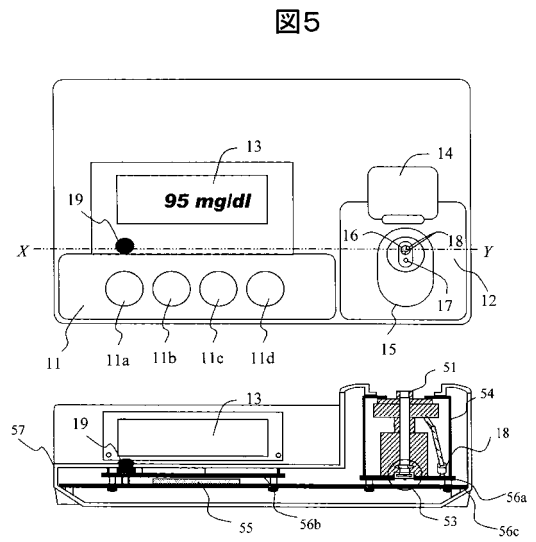
【 図 2 】



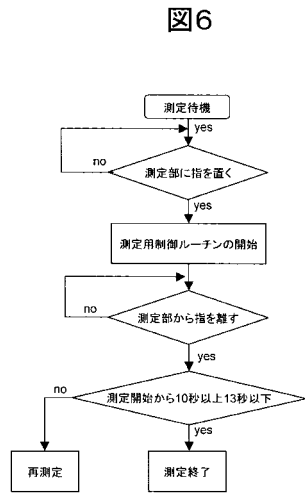
【 図 4 】



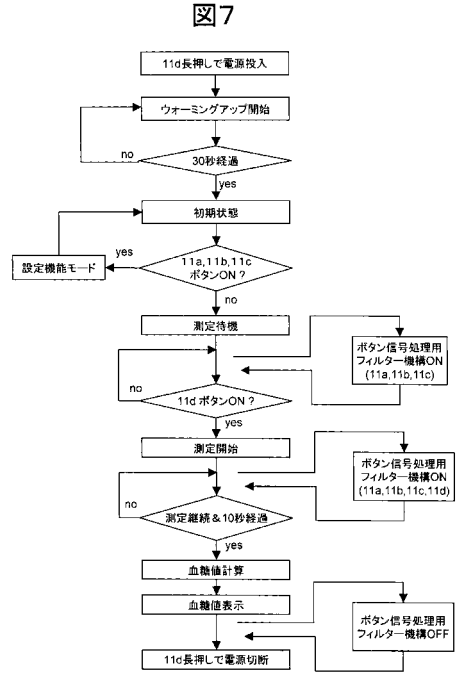
【 図 5 】



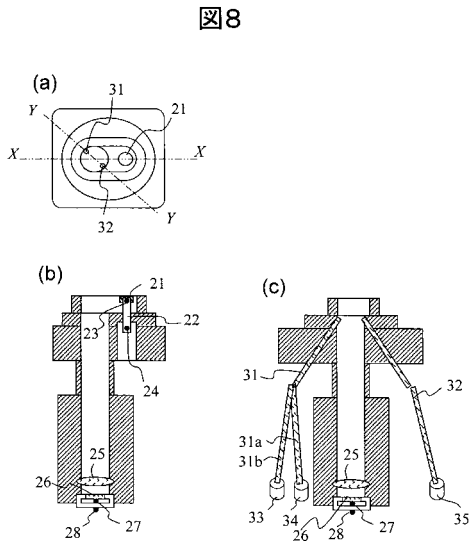
【 図 6 】



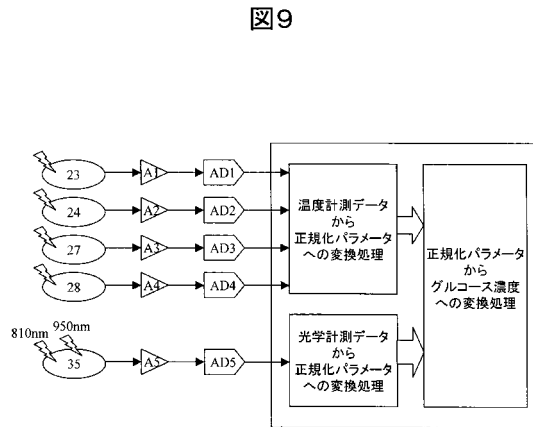
【 図 7 】



【 図 8 】

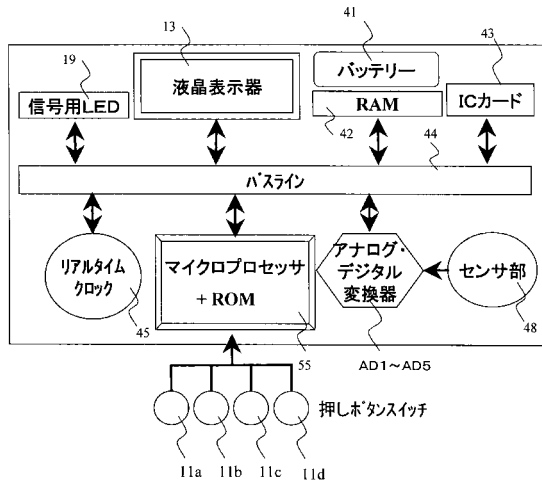


【 図 9 】



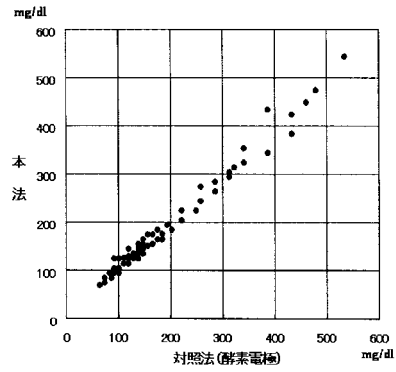
【 図 1 0 】

図10



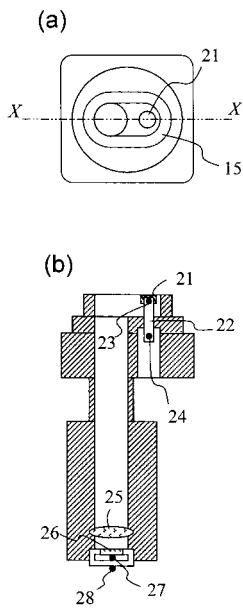
【 図 1 1 】

図11



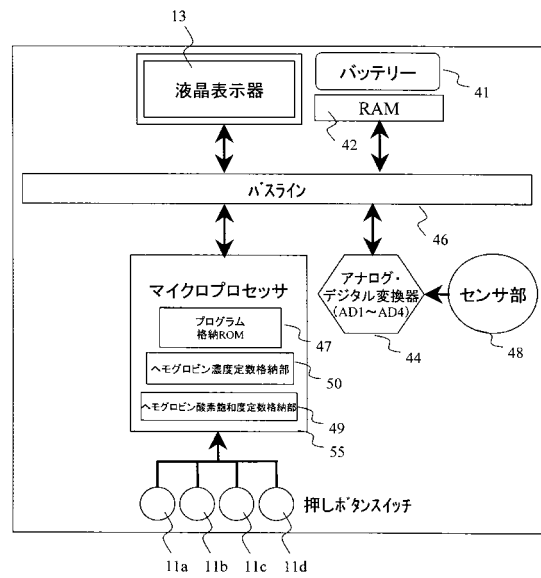
【 図 1 2 】

図12



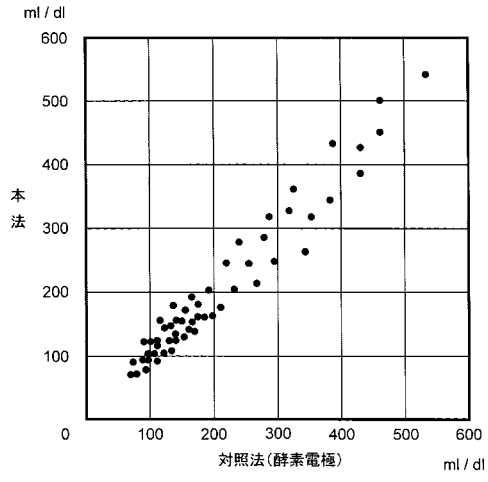
【 図 1 3 】

図13



【 図 1 4 】

図14



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷ F I
 G 0 1 N 33/48 G 0 1 N 33/66 D
 G 0 1 N 33/66 A 6 1 B 5/02 3 4 0 E

(72)発明者 チョウ, オク - キョング
 ドイツ連邦共和国 シュバルツ 5 8 2 3 9 コンラド・ズース・ストラーセ6

(72)発明者 キム, ヨン - オク
 ドイツ連邦共和国 シュバルツ 5 8 2 3 9 コンラド・ズース・ストラーセ6

審査官 荒巻 慎哉

(56)参考文献 特開平10 - 33512 (JP, A)
 特開平10 - 108857 (JP, A)
 米国特許第5601079 (US, A)
 特開2000 - 74829 (JP, A)
 特表平11 - 505451 (JP, A)
 特開平11 - 155840 (JP, A)
 特開平11 - 318872 (JP, A)
 特表平7 - 507955 (JP, A)
 特公昭62 - 2526 (JP, B2)
 特公平4 - 79251 (JP, B2)

R.M.Hilson and T.D.R.Hockaday, Facial and sublingual temperature changes following intravenous glucose injection in diabetics, *Diabete & Metabolisme*, 1982年 8月

A.R.Scott, T.Bennett, I.A.MacDonald, Diabetes mellitus and thermoregulation, *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, 1987年, 65, p.1365-1376

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 1 4 5

G 0 1 N 2 1 / 2 7 - 2 1 / 3 5 , 3 3 / 4 8 , 3 3 / 6 6

专利名称(译)	血糖水平测量装置		
公开(公告)号	JP3590053B1	公开(公告)日	2004-11-17
申请号	JP2004048546	申请日	2004-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	市毛由希子 三卷弘 チヨウオクキョング キムヨンオク		
发明人	市毛 由希子 三卷 弘 チヨウ,オク-キョング キム,ヨン-オク		
IPC分类号	G01N33/48 G01K17/00 A61B5/01 A61B G01K13/00 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455 G01N33/66 G01N G01J5/10 G01N21/35 G01J G01N21/27 G01N25/18 A61B5/028 G01N21/3577 G01N21/359		
CPC分类号	A61B5/14532 A61B5/7475 A61B5/01 G01K13/002 A61B5/1455		
FI分类号	A61B5/00.101.E G01N33/48.T G01N21/27.B A61B5/02.340.E G01N33/66.D G01N21/35.Z A61B5/14. 310 A61B5/01.100 A61B5/02.835 A61B5/028 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455 G01J5/10.D G01N21/35.104 G01N21/35.107 G01N21/3577 G01N21/359 G01N25/18.D		
F-TERM分类号	2G040/AA03 2G040/AB08 2G040/BA01 2G040/BA25 2G040/CA01 2G040/CB04 2G040/DA02 2G040 /GA01 2G040/HA16 2G045/DA31 2G045/DA51 2G045/FA11 2G059/AA01 2G059/AA03 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/BB13 2G059/CC18 2G059/EE02 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/GG07 2G059 /HH01 2G059/HH06 2G059/JJ17 2G059/KK03 2G059/KK09 2G059/MM01 2G059/MM02 2G059/MM03 2G059/MM10 2G066/AC13 2G066/BA01 2G066/BA09 2G066/BC07 2G066/CA11 2G066/CA14 2G066 /CA15 2G066/CA16 4C017/AA11 4C017/AA12 4C017/AA16 4C017/AA20 4C017/AB03 4C017/AC28 4C017/BB12 4C017/BC11 4C017/EE01 4C017/FF05 4C038/KK10 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038 /KX01 4C038/KY11 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC01 4C117/XD17 4C117/XE23 4C117/XE37 4C117/XP03		
其他公开文献	JP2005237484A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：基于温度测量以无创方式测量血糖水平。 解决方案：卡路里测量单元，用于测量源自体表的多个温度以获取有关从体表散热的信息，氧量测量单元用于获取有关血氧量的信息，以及多个温度和 存储单元，其分别存储血糖水平和对应于血氧水平的参数之间的关系，并将从发热量测量单元和氧含量测量单元输入的多个测量值转换为参数和参数 一种血糖水平测量装置，包括：计算单元，其通过应用存储在存储单元中的上述关系来计算血糖水平。 [选择图]图2

$$\begin{aligned} D &= \sum_{i=1}^n d_i^2 \\ &= \sum_{i=1}^n (C_i - f(X_{i1}, X_{i2}, X_{i3}, X_{i4}, X_{i5}))^2 \\ &= \sum_{i=1}^n \{C_i - (a_0 + a_1 X_{i1} + a_2 X_{i2} + a_3 X_{i3} + a_4 X_{i4} + a_5 X_{i5})\}^2 \end{aligned}$$