

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4405469号
(P4405469)

(45) 発行日 平成22年1月27日 (2010. 1. 27)

(24) 登録日 平成21年11月13日 (2009. 11. 13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/1455 (2006. 01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

G O 1 N 21/35 (2006. 01)

G O 1 N 21/35 Z

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-511872 (P2005-511872)
 (86) (22) 出願日 平成16年7月13日 (2004. 7. 13)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/010261
 (87) 国際公開番号 W02005/006984
 (87) 国際公開日 平成17年1月27日 (2005. 1. 27)
 審査請求日 平成17年10月7日 (2005. 10. 7)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-199827 (P2003-199827)
 (32) 優先日 平成15年7月22日 (2003. 7. 22)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男
 (74) 代理人 100092196
 弁理士 橋本 良郎
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光を被検体に照射する手段と、

前記被検体からの光を検出する手段と、

前記光の検出信号に基づいて前記被検体の組織性状に関する情報を得る手段と、

前記光の検出信号の信号強度および前記光の検出信号の時間的な変動幅に基づいて前記光の照射位置の適否を判定する位置判定手段とを具備することを特徴とする生体情報計測装置。

【請求項 2】

前記位置判定手段は、前記光の検出信号の強度が適正範囲に収まっているとき前記照射位置が適正であると判定することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

10

【請求項 3】

前記位置判定手段は、前記光の検出信号の変動幅がしきい値より低いとき前記照射位置が適正であると判定することを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 4】

前記判定された照射位置の適否を、表示灯の点灯色又はディスプレイのメッセージ表示によりインジケートする手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 5】

前記判定された照射位置の適否を、音声又は振動によりインジケートする手段をさらに備

20

えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 6】

前記被検体の組織性状に関する情報は、生体組織の細胞中、あるいは生体組織の細胞外の体液成分濃度であり、前記体液成分濃度はグルコース濃度であって、前記グルコース濃度の定量にあたって、少なくとも 400 ~ 2500 nm の領域から選択された波長の光を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 7】

前記体液成分濃度は、血液中に含まれるヘモグロビン濃度であって、前記ヘモグロビン濃度の定量にあたって、少なくとも 500 ~ 2500 nm の領域から選択された波長の光を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

10

【請求項 8】

前記被検体の体表と略平行に前記光照射部を移動する移動機構と、

前記光の照射位置が不適正であると判定されたとき前記光照射部を移動するために前記移動機構を制御する制御手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 9】

前記適正範囲は、前記被検体に関わる光学的特性に対応付けられることを特徴とする請求項 2 に記載の生体情報計測装置。

【請求項 10】

前記光の検出信号に基づいて前記光の照射強度の適否を判定する手段と、

20

前記光の検出信号に基づいて前記被検体に対する前記光照射部の接触圧力の適否を判定する手段と、

前記被検体の温度を検出する手段と、

前記検出した温度の適否を判定する手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の生体情報計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

本発明は、健康管理や、疾病の診断や治療、あるいは美容のために、血液や生体組織細胞中、あるいは生体組織細胞外の体液中の物質濃度、あるいは生体組織の光物性情報を非侵襲で光学的に測定する生体情報計測装置に係り、特に可視光、近赤外光、もしくは中間赤外光などを用いて、グルコース、コレステロール、中性脂肪、アルブミン等の蛋白質、ヘモグロビン、及びクレアチニンなどの血中成分濃度、酸素や二酸化炭素などの生体内ガス濃度、及びアルコールや薬物などの濃度に関する情報、あるいは癌、炎症、皮膚保湿能、動脈硬化等に代表される生体組織の変性に関する情報を非侵襲的に測定する生体情報計測装置に関する。

30

【背景技術】

被検体内に存在する物質の成分や濃度を測定するための代表的な従来装置としては、血液中、もしくは体液中のグルコース濃度（血糖値）を測定する血糖計がある。現在、広く用いられている血糖計は、被検体の指や腕などの部位の一部に針を刺して採取した少量の血液サンプルを利用するもので、この採取した血液中のグルコースを化学反応させてその濃度を測定する。

40

そして、最も一般的なグルコース濃度の計測法としては、酵素電極を用いた方法がある。グルコース検知に使用される酵素としては、例えばグルコースオキシダーゼ（GOD）がある。この酵素を高分子膜などに固定化しておき、被検体物質中のグルコースがその GOD 固定化膜に接触することによって酸素が消費され、この酸素の変化を捕らえることでグルコース濃度を測定することができる。このような採血式の血糖計は携帯可能な大きさであり、糖尿病患者の血糖値の管理に利用されている。

しかしながら、上記方法では採血のために指や腕などの一部に針を刺す必要があり、被検者の皮膚を損傷するとともに苦痛を伴う。そのために、糖尿病患者の血糖値を厳密に管理するためには一日に 5、6 回以上の測定が望ましいにもかかわらず、現状では一日に 2

50

、3回程度の測定回数に留まっている。

被検者の皮膚損傷や苦痛を軽減する目的で、微小な針やレーザーを用いて痛みを伴わない程度の微小な穴を皮膚表面に開け、微量の細胞間質液を採取して測定する方法や、皮膚表面に電圧や超音波を印加して、皮膚の浸出透過性を良くし細胞間質液等の浸出液を抽出して測定する方法等が検討されている。

一方、グルコース等の被検体内に存在する物質の成分や濃度を、採血や細胞間質液の抽出を必要とせずに非侵襲で測定する方法としては、電磁波を利用した方法が知られている（例えば、特公平5-58735号公報（第3-5頁、図1-5））。

この方法は、被検体の皮膚表面などに異なる複数の波長の近赤外光を照射し、それらの検出信号を基準信号と測定信号とに分け、これらの値を演算処理することにより、被検体内に存在する物質の成分や濃度を測定する方法である。ここで、波長帯域が380～770nm程度の電磁波を可視光、770～2500nm程度の電磁波を近赤外光、2500～25000nm程度の電磁波を中赤外光、及び25～1000μm程度の電磁波を遠赤外光とする。

上記方法において、近赤外光の光源としては、タングステン・ハロゲンランプ等の白色光源から発せられる光を干渉フィルタ等の分光手段で所定の波長に分光する方法や、単色光もしくはそれに近い半導体レーザー（LD）や発光ダイオード（LED）が用いられる。また、被検体内を透過、拡散した近赤外光の検出器としては、フォトダイオード（PD）などの受光素子が用いられる。

上記のような近赤外光、更には可視光を用いた生体物質の非侵襲分光分析は近年注目されている方法であり、中遠赤外光を用いた分光分析と比較して、生体の構成要素として大部分を占める水の吸収が小さいために、水溶液系の分析が可能であることや、生体を透過する能力が高いという長所を有する。反面、分子振動に帰属する信号が中赤外光領域と比較すると100分の1程度と小さく、信号の帰属が特定しにくいという短所を有する。

更に、近赤外光を用いた測定においても、水の第一倍音付近の領域（1250～1800nm）の近赤外光は比較的分子振動に帰属するスペクトル信号が大きい反面、光の透過性が悪く、水の第二倍音付近の領域（800～1300nm）の近赤外光は分子振動に帰属するスペクトル信号が小さい反面、光の透過性が良いという特性をもつ。

すなわち、近赤外領域において、目的とする生体物質の信号を検知する場合、目的とする生体物質の濃度変化に対応する信号が非常に小さく、またその信号の帰属が明瞭でない場合が多いという問題を抱えている。このような問題を解決するための方法としては、統計解析手法、あるいは多変量解析手法がある（例えば、特開平10-325794号公報（第4-9頁、図1-8）参照。）。

これらの解析方法は微小な信号変化を捕らえ正確な物質の定量化を行うのに優れた方法であるが、目的とする生体物質情報の指標となる信号の信号対雑音比（SN比）を改善するものではない。

SN比を改善する方法としては、基準信号と目的とする物質情報に関係する信号との差、あるいはそれらの比を求めることにより、目的とする生体物質の濃度変化（変動）を明確にする方法や、複数回計測した信号を平均化することにより、雑音成分を小さくする方法が用いられている。

また、被検体に光を照射して被検体組織を透過、拡散した光を検出する場合には、被検体の組織性状の指標となる情報を有する光信号以外に、被検体組織表面や測定器の光の入出力部において、散乱あるいは反射した前記組織性状の指標となる情報とは無関係な光が重畳して測定され、雑音が大きくなる場合がある。

このような問題を解決するための測定法として、照射点と受光点の距離を変えることによって、実質的に光拡散光路長が異なる複数の測定データから物質の吸光度を算出する空間分解拡散反射法がある（例えば、国際公開第W099/59464号公報（第7頁、図1）参照。）。

この方法は、複数の光ファイバを被検体の測定部位表面に直接接触させており、照射位置と光検出位置が空間的に異なる複数の部位で光を検出するため、前記被検体組織表面や

10

20

30

40

50

測定器の光の入出力部において、散乱あるいは反射することによって発生する雑音信号の検出を抑制することができる。

また、複数の光源と検出器をアレイ状に構成し、光学ファイバプレートを通じて照射及び受光を行う方法も開示されている（例えば、米国特許第 5 8 9 3 3 6 4 号明細書（第 7 - 8 頁、図 1 - 2）参照。）。

生体組織の光学的特性は、個体差間や部位によって異なる。このような光学的特性の差異は、測定精度に大きな影響を与える。例えば、光路内に血管等がある場合には、血液の拍動の影響により、光信号が変動する。このような個体差間や部位によって異なる光学的特性の影響を抑制し、測定精度の向上を図ることを目的とした方法としては、複数の波長の光を照射して、その際に被検体内を拡散、透過、若しくは反射した光信号を収集して、それらの情報から相互相関などの処理を行うことにより、被検体の組織性状を反映した所望の情報を精度良く抽出する方法がある（例えば、特開平 1 0 - 3 2 5 7 9 4 号公報（第 4 - 9 頁、図 1 - 8）参照。）。

10

また、部位の違いによる光学的特性の差異の影響を抑制する方法としては、電荷結合素子などの撮像素子を用いて、光を照射する部分を含む被検体の一部を撮影して画像情報化し、この画像情報から光を照射する位置が測定の度毎に同一になるように調整する方法が開示されている（例えば、特開平 1 1 - 1 2 8 1 7 6 号公報（第 2 - 4 頁、図 1 - 2）参照。）。

また、計測部位の温度に依存して測定結果が変動することが明らかにされており、この問題を解決する方法としては、計測部位の温度を制御する方法、あるいは計測部位の温度を計測して補正を行う方法などが開示されている（例えば、特開平 1 1 - 1 2 3 1 9 5 号公報（第 3 - 4 頁、図 4 - 8）参照。）。

20

また、効率よく被検体内へ光を侵入させると共に、被検体内を拡散、透過、若しくは反射して被検体外に到達した光の検出能を高めるために、光の入出力部及びその近傍を血圧計などに利用されているマンシェット（圧迫帯）を用いて、被検体と測定装置との接触性を良くする方法もある。

グルコース濃度（血糖値）以外の被検体内に存在する物質の成分や濃度の非侵襲的測定に関しては、例えば抹消血管内のヘモグロビン濃度の測定装置や、酸素飽和度を測定する装置などが実用化されている。また、グルコースと同様に、生活習慣病に関わる重要な生体内物質であるコレステロールや中性脂肪をはじめとした各種の生体情報を、非侵襲的かつ定量的に計測する装置の開発が望まれている。

30

被検体内に存在する物質の成分や濃度、或いは被検体組織の変性に関する情報を非侵襲で光学的に測定し分析する装置においては、被検体の被測定部位や測定条件が測定毎に変動したり、被検体組織の差異等のために被測定部位の位置に依存して測定結果が異なるといった問題を抱えている。

【発明の開示】

本発明の目的は、被測定部位や測定条件が不適当であることによる測定の失敗を防ぎ、被検体の体液や組織の成分、濃度、あるいは物性の変化に関連した光学的な情報を迅速に精度良く計測して、正確な被検体の組織性状の定量分析、あるいは定性分析を行うことができる生体情報計測装置を提供することにある。

40

本発明の生体情報計測装置は、光を被検体に照射し、被検体内を拡散、透過、若しくは反射した光を検出して、前記被検体の組織性状に関する情報を非侵襲的に得る生体情報計測装置において、前記光の検出信号に基づいて被照射部位や被測定部位の位置における測定の適否を判定する位置判定手段を有することを特徴とする。

本発明によれば、測定位置が最適な場所になるように測定部位を調整し、測定条件を最適にすることで、測定場所が不適当であることによる測定の失敗を防止し、生体組織性状の定量分析や定性分析の測定精度の向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

図 1 は本発明に係わる生体情報計測装置の第 1 の実施例の構成を示すブロック図である。

50

図 2 は本発明の第 1 実施例に係る予備測定と位置判定の模式図である。

図 3 は本発明の第 1 の実施例に係る予備測定処理の手順を示す図である。

図 4 は本発明の第 1 の実施例に係る予備測定処理の手順を示す図である。

図 5 は本発明に係る生体情報計測装置の第 2 の実施例の構成を示すブロック図である。

図 6 は本発明の第 2 の実施例に係る予備測定と照射強度決定の模式図である。

図 7 は本発明の第 2 の実施例に係る測定処理の手順を示す図である。

図 8 は本発明の第 2 の実施例に係る測定処理の手順を示す図である。

図 9 は本発明の第 2 の実施例に係る測定処理の手順を示す図である。

図 10 は本発明の第 2 の実施例に係る測定処理の手順を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

10

(第 1 の実施例)

以下に、本発明による生体情報計測装置の第 1 の実施例を図面に基づいて説明する。

図 1 は、本発明に係る生体情報計測装置の第 1 の実施例の構成を示すブロック図である。

。

第 1 の実施例は、特許文献 3 に記載されている照射点と受光点の距離を変えることによって、実質的に光拡散光路長が異なる複数の測定データから物質の吸光度を算出する空間分解拡散反射法と、特許文献 2 に記載されている複数の波長の光を利用する方法を用いている。

生体情報計測装置 1 は、インタフェース部 8 と、光学系 2 と、データ処理系 3 と、表示部 4 と、制御部 5 と、操作部 6 と、電源部 7 を備えている。

20

光学系 2 は、光源部 2 - 1 を有する。光源部 2 - 1 は、一つもしくは複数の単色光、あるいはそれに近い光を発生する。合波部 2 - 2 は、光源部 2 - 1 からの光を同一光軸に重ね合わせる。照射・受光部 2 - 3 は光の光軸を制御する。照射・受光部 2 - 3 からの光はインタフェース部 8 を介して、被検体 9 の被測定部位へ照射される。

被検体 9 内を拡散、透過、若しくは反射した光を照射・受光部 2 - 3 で受光し、受光した光を光検出部 2 - 4 で検出し電気信号に変換して、その電気信号を信号増幅部 2 - 5 で増幅する。

このとき、被検体 9 内を拡散、透過、若しくは反射した部位において信号増幅部 2 - 5 から検出される光信号の強度は、前記被検体 9 内に存在する所定の物質の存在比率や濃度に依存する。

30

光源部 2 - 1 において、使用する単色光あるいはそれに近い光を発生させる光源としては、半導体レーザ (LD) や発光ダイオード (LED) 等の小型の発光素子が望ましく、それらの波長で発光する素子の一つもしくは複数使用することができる。

データ処理系 3 は、光学系 2 の信号増幅部 2 - 5 にて増幅した電気信号を、データ収集部 3 - 1 でデジタル信号に変換して収集し、信号処理部 3 - 2 で信号処理を行ない、被検体 9 内に存在する物質の成分や濃度、あるいは被検体組織の変性に関する情報に算出して、その結果をデータ記憶部 3 - 3 に保存する。

なお、被検体 9 内に存在する物質の成分や濃度、あるいは被検体 9 の組織の変性に関する情報は、予め当該被検者や所望の被検者群において、本発明の生体情報計測装置や標準的な手法により得られる測定データから統計的解析方法などを用いて、両方の測定データの関係を数学モデル化しておき、この数学モデルに従って算出される。

40

表示部 4 は、点灯色が赤 / 緑で変化する表示灯と、CRT 又はパネルタイプのディスプレイとを有し、必要に応じて、データ処理系 3 の信号処理部 3 - 2、位置判定部 3 - 4 で処理された情報を表示する。表示部 4 は、制御部 5 の制御の元で位置判定部 3 - 4 による位置判定結果、つまり判定された照射位置の適否を、表示灯の点灯色又はディスプレイのメッセージ表示によりインジケートする。表示部 4 のディスプレイには、信号処理部 3 - 2 で処理された被検体 9 内に存在する物質の成分や濃度、あるいは被検体組織の変性に関する情報が表示される。

判定された照射位置の適否を、表示灯の点灯色又はディスプレイのメッセージ表示によりインジケートする事には限定されず、例えば上記適否に応じた音声、あるいは振動によ

50

り適否をインジケートするようにしてもよい。振動は、被照射部位や被測定部位近傍に設置されたバイブレータ駆動回路により発生される。

位置判定部 3 - 4 は、予備測定期間の光検出信号に基づいて光照射位置の適否を判定する。具体的には、位置判定部 3 - 4 は、予備測定期間中に測定された複数の光検出信号の強度が適正範囲に収まっているとき照射位置が適正であると判定する。または位置判定部 3 - 4 は、光の検出信号の変動幅がしきい値より低いとき照射位置が適正であると判定する。好ましくは、適正範囲又はしきい値は、測定部位、被検体の皮膚体質（乾燥肌程度）、被検体の肌の色、年齢等の光の侵入 / 散乱 / 反射に関わる光学的特性に応じて使い分けられる。複数の適正範囲（又はしきい値）が複数の光学的特性に関連付けられて適正範囲記憶部 3 - 5 に記憶されている。制御部 5 は、操作部 6 を介して入力された光学的特性に
10 対応する適正範囲（又はしきい値）を適正範囲記憶部 3 - 5 から読み出させ、位置判定部 3 - 4 にセットする。

生体情報計測装置 1 の操作は操作部 6 により行う。操作の方法としては、キーボード、マウス、ボタン、タッチキーパネル、音声など生体情報計測装置 1 の使用者に適した操作手段を用いることができる。

制御部 5 は、生体情報計測装置 1 の使用者が操作する操作部 6 の信号等に基づき、光源部 2 - 1、信号増幅部 2 - 5、データ収集部 3 - 1、信号処理部 3 - 2、データ記憶部 3 - 3、適正範囲記憶部 3 - 5、位置判定部 3 - 4、表示部 4、電源部 7 など生体情報計測装置 1 の動作を制御する。

電源部 7 は、信号増幅部 2 - 5、表示部 4、制御部 5 へ電力を供給し、更に制御部 5 が、必要に応じてデータ記憶部 3 - 3、信号処理部 3 - 2、データ収集部 3 - 1、適正範囲記憶部 3 - 5、位置判定部 3 - 4 へ電力を供給する。
20

図 2 は、本実施例の測定部位による信号変化のメカニズムの一例を模式的に示している。人体の皮膚の構造は図 2 に示したとおり、体表から順に表皮、真皮、皮下組織で構成されている。本発明に係る生体情報計測装置 1 では、照射した光は主に表皮から真皮の部分に浸入し、その過程で反射や散乱した光の一部は体表へと放射され検出される。

図 2 に示したとおり、真皮には、血管、神経、汗腺、体毛等の組織があり、複雑な構造を呈している。例えば、生体情報計測装置 1 の照射光が体毛部に照射された場合とそれ以外の部分に照射された場合には、それら組織の光学的特性の違いから検出される信号強度は大きく異なる。この場合には、体毛部以外の部分に照射することが望ましい。
30

図 2 の位置 A では、血管や神経の一部を光が通過するため、例えば血管内を流れる血液の拍動の影響で信号が変動する。予備測定は、本測定前に行われる。予備測定は 0 . 5 秒等の所定期間を一単位として予備測定停止指示が入力されるまで繰り返される。所定期間内には予備測定用の光の照射とその反射光等の検出とが繰り返される。所定期間内には 1 セットの光検出信号が取得される。1 セットの光検出信号の少なくとも一の信号強度が適正範囲から外れているとき、その位置が不適正であることが判定される。そのときは、表示部 4 の表示灯が赤色で点灯される。

一方、位置 B では、1 セットの光検出信号全てが適正範囲に収まる。その位置が適正であることが判定される。このときは、表示部 4 の表示灯が緑色で点灯される。術者は、表示部 4 の表示灯が赤色から緑色に変化する位置を、インタフェース部 8 等を移動しながら
40 探索することができる。例えば、この場合にはヘモグロビンの濃度に依存して変化する波長の光、例えば、500nm と 1600nm の間の波長にて測定を行ない、その結果から最適な測定位置を決める。そして、グルコース等の所望の測定を前記最適な測定位置にて実施することができる。

図 3 及び図 4 は、光学信号の測定（以下、予備測定と呼ぶ。）を行ない、その信号に基づいて測定部位が測定に適しているか否かを判定し、その判定結果を表示するまでの予備測定を含む処理の手順を示している。

図 3 は予備測定を行う場合の手順を示す。0 . 5 秒等の予備測定が繰り返される。各予備測定期間内に、光照射及び光受信が所定回数繰り返される。それにより 1 セットの光検出信号が取得される。1 セットの光検出信号全ての強度が適正範囲に収まっていれば、光
50

照射位置（又は測定位置）が適正であると判定される。そのとき制御部 5 は、表示部 4 の表示灯を緑色に点灯するために、表示部 4 を制御する。

一方、1 セットの光検出信号の少なくとも一の光検出信号の強度が適正範囲から外れているとき、光照射位置（又は測定位置）が適正ではないと判定される。そのとき制御部 5 は、表示部 4 の表示灯を赤色に点灯するために、表示部 4 を制御する。ここで、予備測定は実際の本測定と同じ条件で測定しても良いし、波長や照射強度を本測定とは変更しても良い。

図 4 が、図 3 と異なる点は、図 3 の信号強度に代えて、予備測定の信号変動から位置の適合性を判定することである。本実施例では、予備測定期間中に取得した 1 セットの光検出信号の変動、例えば複数の光検出信号の最大値と最小値の差が、しきい値より低いとき、光照射位置（又は測定位置）が適正であると判定される（図 6 参照）。そのとき制御部 5 は、表示部 4 の表示灯を緑色に点灯するために、表示部 4 を制御する。一方、予備測定期間中に取得した 1 セットの光検出信号の変動、例えば複数の光検出信号の最大値と最小値の差が、しきい値と同じ又は超過しているとき、光照射位置（又は測定位置）が適正ではないと判定される。そのとき制御部 5 は、表示部 4 の表示灯を赤色に点灯するために、表示部 4 を制御する。

図 3 及び図 4 に示した信号強度レベルと信号変動レベルを併用して測定部位が適合しているか否かを判定することも可能である。

（第 2 の実施例）

図 5 は、本発明に係る生体情報計測装置の第 2 の実施例の構成を示すブロック図である。移動機構駆動部 1 4 は、光学系 2 が移動可能な光学系水平可動部 1 2 と、前記光学系水平可動部 1 2 にインタフェース部 8 を含めて移動可能な光学系上下可動部 1 3 と、インタフェース部 8 に被検体 9 の被測定部位の温度を制御する温度制御部 1 0 と、前記被測定部位の温度を測定する温度センサ 1 1 を追加配置している点である。

移動機構駆動部 1 4 は、例えば駆動モータや複数のギアで構成され、電源部 7 から駆動モータへの印加電流を制御部 5 で制御することにより、光学系水平可動部 1 2 や光学系上下可動部 1 3 を可動制御することができる。

位置判定部 3 - 4 とともに、照射強度判定部 3 - 6、接触圧判定部 3 - 7 がデータ処理系 3 に設けられる。

温度センサ 1 1 は、被検体の体表面温度を測定するために、生体とのインタフェース部 8 に埋め込まれる。温度センサ 1 1 は、熱電体やサーミスタなどで構成される。温度制御部 1 0 は、温度センサ 1 1 で検出された温度が、本測定開始に適した温度になるように、温度センサ 1 1 で検出された温度に従ってインタフェース部 8 の底面部に取り付けられた熱源となるペルチェ素子 1 5 に電流を供給する。ペルチェ素子 1 5 で発生された熱がインタフェース部 8 の全面に伝達されるように、インタフェース部 8 は例えば生体との熱インタフェース材として熱伝導性の良いアルミニウムなどの金属材料で構成される。

以下に、本発明に係る第 2 の実施例の構成を用いた測定処理の手順を示す。

図 6 は、本実施例の照射強度の違いによる信号変化のメカニズムの一例を模式的に示している。図 6 中 A の照射光では、血管の一部を光が通過するため、検出される A の検出光の検出信号が変動し、その信号変動幅が所定の適正範囲から外れる。一方、位置 A よりも照射強度を低くした位置 B の照射光では、照射光の皮膚への浸入深さが少なくなり、血管の一部による光信号の変動が抑制される。従って、検出される B の検出光の検出信号変動幅が所定の適正範囲に入り、安定した信号を検出することができる。

すなわち、図 5 に示した光源部 2 - 1 への印加電流を変えて照射強度を変えることにより、照射光の皮膚への浸入深さが変わり、例えば生体深部の光路の一部に信号変動の原因となる血管がある場合には、照射強度を低くすることにより光信号の変動を抑制することができる。

図 7 および図 8 は、第 1 の実施例で示した光学信号の予備測定結果に基づき、照射強度適正化のための予備測定、接触圧適正化のための予備測定を行う測定処理の手順を示している。位置判定部 3 - 4 において、1 セットの光検出信号の変動幅が所定のしきい値より

10

20

30

40

50

低くなるまで、つまり測定位置が適正であると判定されるまで、制御部 5 は、移動機構駆動部 14 を制御して照射位置を変更する。

測定位置が適正であると判定されたとき、次に、その位置で光照射強度の適正化作業が開始される。適正化された位置で光照射強度の適正化のための予備測定が繰り返される。

照射強度判定部 3 - 6 は、図 8 に示すように、1 セットの光検出信号の信号変動幅が、測定位置適正化の判定基準より厳しい判定基準である例えば $\pm 1\%$ の範囲に入るとき、その照射強度が適正であると判定し、当該範囲に入らないときその照射強度が不適正であると判定する。制御部 5 は、照射強度が適正と判定されるまで、照射強度を少しずつ変更するために、光源部 2 - 1 を制御する。

照射強度が適正であると判定されたとき、次に、被検体の体表に対するインタフェース部 8 の接触圧の適正化作業が開始される。適正化された位置、適正化された照射強度で接触圧適正化のための予備測定が繰り返される。

接触圧判定部 3 - 7 は、図 10 に示すように、1 セットの光検出信号の少なくとも一の信号の信号強度が、接触圧判定のためのしきい値より高くなるとき接触圧が不適正であると判定し、1 セットの光検出信号全ての信号の信号強度が、接触圧判定のためのしきい値より低くなるとき接触圧が適正であると判定する。制御部 5 は、接触圧が適正であると判定されるまで、光学系上下可動部 13 を用いて被検体 9 とインタフェース部 8 の接触圧を変更する。

被検体 9 とインタフェース部 8 の接触条件は、皮膚組織部の血流の動態を変える一要因であり、また照射光の皮膚への浸入深さや検出光の検出信号強度を変える要因でもあり、本実施例により、被検体ごとに測定部位に応じて最適な接触圧条件が設定され、その条件に基づいて接触圧が制御される。

例えば、被検体 9 の被測定部位が前腕においては、その前腕とインタフェース部 8 の接触圧が 100 g f / cm^2 になるように決めることができる。

測定位置、照射強度、接触圧が適正であると判定されたとき、次に、被検体の体表温度の適正化作業が開始される。

図 9 は被検体 9 の被測定部位の温度を制御する手順を示している。図 9 の測定処理の手順では、被検体 9 の測定部位近傍に配置された被測定部位の温度を制御する温度制御部 10 は、温度センサ 11 による被測定部位の体表温度が、測定に適した温度に略一致するように、ペルチェ素子 15 に電流を供給する。この条件下で被検体 9 内に存在する所望の物質の成分や濃度、或いは被検体組織の変性に関する情報を得るための本測定を行う。

被検体 9 の被測定部位とインタフェース部 8 は共に環境温度に左右され、お互いの温度も異なるので、被検体 9 がインタフェース部 8 に接すると、被検体 9 に生理変動を与え検出光の検出信号強度を変える一要因となる。本実施例により最適な温度条件を決めることができる。

以上のように、測定位置、照射強度、接触圧及び体表温度が適正化されたとき、本測定が開始される。

上記様々の説明においては、予備測定処理を行った後に本測定を行うものについて述べたが、予備測定処理で最適な測定条件が得られれば、予備測定を本測定としても良いことは勿論である。

【産業上の利用可能性】

本発明によれば、被測定部位や測定条件が不適当であることによる測定の失敗を防ぎ、被検体の体液や組織の成分、濃度、あるいは物性の変化に関連した光学的な情報を迅速に精度良く計測して、正確な被検体の組織性状の定量分析、あるいは定性分析を行うことができる生体情報計測装置が得られる。

【図 1】

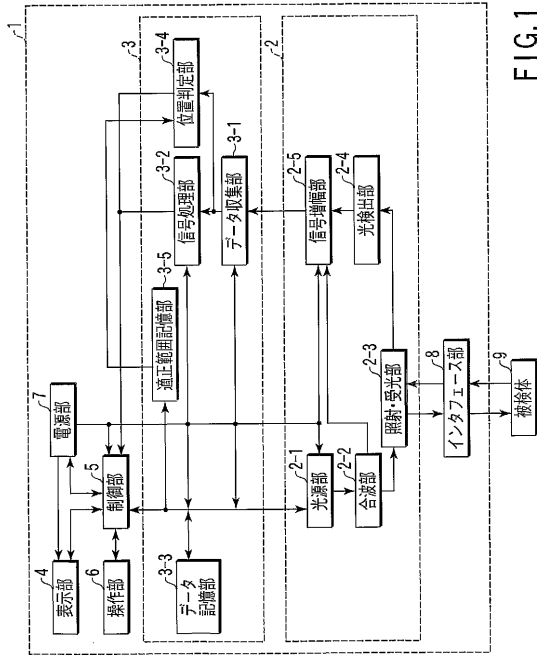


FIG. 1

【図 2】

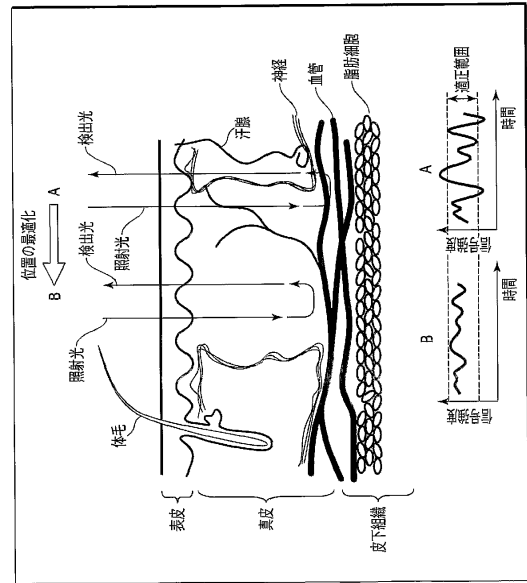


FIG. 2

【図 3】

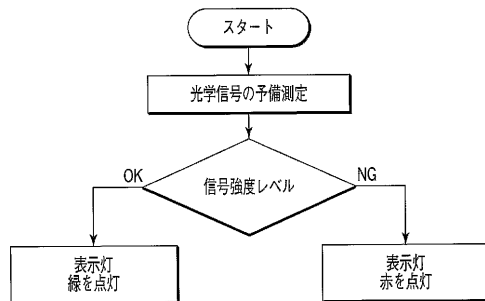


FIG. 3

【図 4】

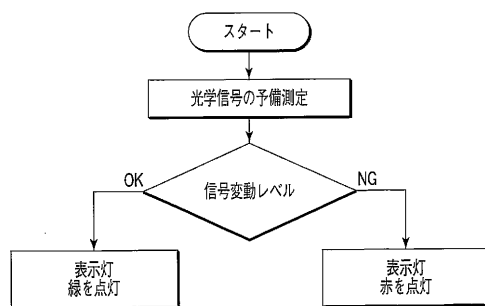


FIG. 4

【図 5】

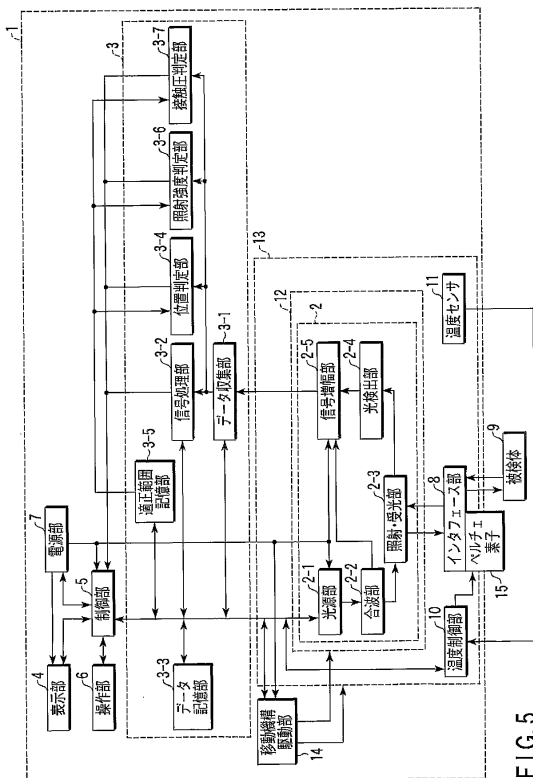


FIG. 5

【図 6】

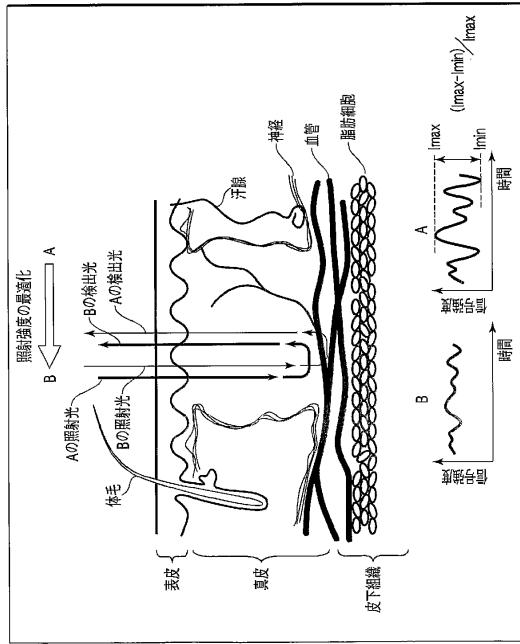


FIG. 6

【図 7】

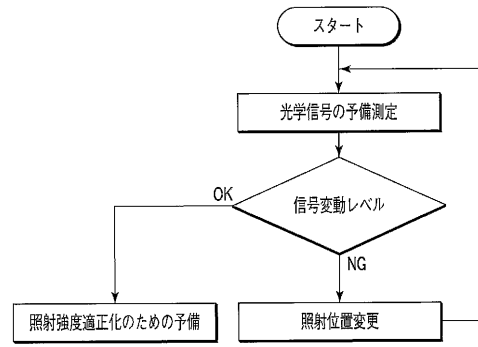


FIG. 7

【図 8】

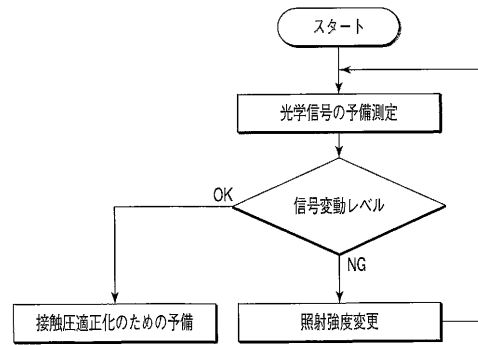


FIG. 8

【図 9】

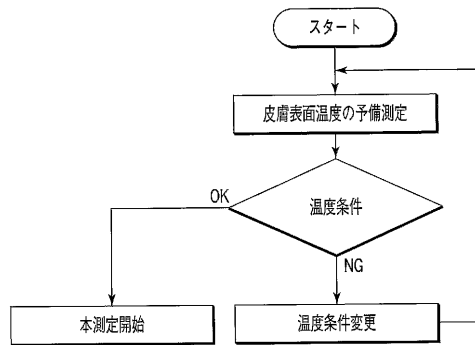


FIG. 9

【図 10】

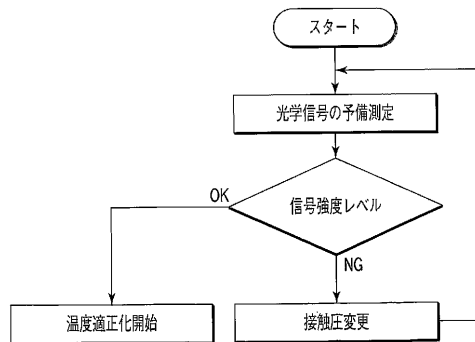


FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 金山 省一

日本国栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 荒巻 慎哉

(56)参考文献 特開2001-190500(JP, A)

特開2001-153796(JP, A)

特許第3303299(JP, B2)

特開平01-214336(JP, A)

特開平06-217952(JP, A)

特開平08-196526(JP, A)

特許第2628689(JP, B2)

特開2002-336210(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/1455

G01N 21/01 - 21/35

专利名称(译)	生体情报计测装置		
公开(公告)号	JP4405469B2	公开(公告)日	2010-01-27
申请号	JP2005511872	申请日	2004-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	金山省一		
发明人	金山 省一		
IPC分类号	A61B5/1455 G01N21/35 A61B5/00 G01N21/3577 G01N21/359		
CPC分类号	A61B5/14532 A61B5/1455		
FI分类号	A61B5/14.322 G01N21/35.Z		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	2003199827 2003-07-22 JP		
其他公开文献	JPWO2005006984A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种具有低电阻，高耐压和优异的低温特性的双电层电容器。对于具有一对极化电极和能够在与极化电极的界面处形成双电层的电解液的双电层电容器，使用一种电解质溶液，该电解质溶液包含由以下组成的盐：式（1）和至少作为溶剂的溶剂（1）具有至多5个碳原子的链状碳酸酯，（2）环丁砜或其衍生物和（3）氟苯：其中R 1和R 2彼此独立，是C 1-4烷基，X-是阴离子。..... DE

..... J
DIM360 (Ver 1.5 21 Nov 2005) -1100000/0 1710000/0 1647225欧洲
专利申请公布 根据艺术。 158 (3) EPC A1 20060419 EP 04747725.2
20040713 20051125 ja en cn 2003199827 20030722 JP 20060419
200616 20060419 200616 A61B 5/145 20000101AFI20050201BHEP
A61B 5/00 19680901ALI20050201BHEP A61B 5/02

19680901ALI20050201B21H101G01N01100B50H21B GEPN01
19800101ALI20050201BHEP DE VORRICHTUNG ZUR MESSUNG

VON生物信息学信息生物信息测量设备从MES信息转移到生物信息学1 KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA 02077102 EPP93710 1-1
Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , Toshiba 105-001 , Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , Toshiba 105-001 ,
Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , Toshiba , 105-001 , Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , Toshiba , 105-001 ,
Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , Toshiba , 105-001 , Shibaura 1-chome , Minato-ku Systems , 659-5 385木县小田原市
下石igami 1385 324-8550 JP ich鱼市/东芝医疗系统公司ANA KANAYAMA To木县大田原市下石见 1385 324-8550 JP Rhian Jane
等人的Granleese , 00092091 Marks&Clerk 90英亩伦敦 WC2E 9RA GB DE JP2004010261 20040713 JA WO2005006984
20050127 200504一种包括光学系统的生物体信息测量装置 参照图2，用于向对象照射光并检测来自对象的光；用于基于光的检测
信号获取关于对象的组织状况的信息的信号处理部分3-2；以及用于检测对象的位置确定部分3-4。根据光的检测信号确定光的照射
位置的可接受性。

【 图 1 】

