

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4160838号
(P4160838)

(45) 発行日 平成20年10月8日(2008.10.8)

(24) 登録日 平成20年7月25日(2008.7.25)

(51) Int.Cl.		F I		
A 6 1 B	10/00	(2006.01)	A 6 1 B	10/00 E
A 6 1 B	5/145	(2006.01)	A 6 1 B	5/14 3 1 O
A 6 1 M	16/00	(2006.01)	A 6 1 M	16/00 3 7 O Z
A 6 1 M	16/12	(2006.01)	A 6 1 M	16/12

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2003-37653 (P2003-37653)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成15年2月17日(2003.2.17)	(74) 代理人	110000350 ポレール特許業務法人
(65) 公開番号	特開2004-242981 (P2004-242981A)	(74) 代理人	100068504 弁理士 小川 勝男
(43) 公開日	平成16年9月2日(2004.9.2)	(74) 代理人	100086656 弁理士 田中 恭助
審査請求日	平成17年6月13日(2005.6.13)	(74) 代理人	100094352 弁理士 佐々木 孝
		(72) 発明者	桂 卓成 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株 株式会社日立製作所 基礎研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者に光を照射する光照射部と、
前記光照射部から照射され前記被験者の内部を反射した光を検出する光検出部と、
前記被験者が呼吸する空気中の炭酸ガス濃度を制御する炭酸ガス濃度制御装置と、
前記光照射部から照射される光の強度またはタイミングを制御し、前記光検出部で検出された光の強度を演算する計算機とを有し、
前記炭酸ガス濃度制御装置は、前記被験者が呼吸する空気中の炭酸ガス濃度をパルス的に増減させることを特徴とする生体光計測装置。

【請求項2】

被験者に光を照射する光照射部と、
前記光照射部から照射され前記被験者の内部を反射した光を検出する光検出部と、
前記被験者が呼吸する空気中の炭酸ガス濃度を制御する炭酸ガス濃度制御装置と、
前記光照射部から照射される光の強度またはタイミングを制御し、前記光検出部で検出された光の強度を演算する計算機とを有することを特徴とする生体光計測装置。

【請求項3】

前記炭酸ガス濃度の時間変化または前記光検出部で検出された光の強度の時間変化または、これらの間の相関係数の時間変化を表示する表示部を有することを特徴とする請求項1または2記載の生体光計測装置。

【請求項4】

10

20

前記被験者の心拍数、呼吸数、血圧、血中酸素飽和度、体温値のいずれかを計測する計測装置を有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の生体光計測装置。

【請求項 5】

前記計算機は任意被験者の炭酸ガス濃度に対する光信号感度の分布を演算し、前記感度分布を用いて前記被験者の前記光検出部で検出された光の強度を規格化することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の生体光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体光計測装置に関し、特に生体内部の血管や血液の状態を無侵襲に計測及び画像化する生体光計測装置、および脳卒中診断支援装置、救急医療検査装置に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

炭酸ガスが血管の拡張に非常に強く働くことは広く知られている。動脈血 CO_2 が 25 ~ 60 mmHg の範囲では、脳血流量は動脈血 CO_2 に対してほぼ直線的に変化するとされている（非特許文献1）。この血中炭酸ガス濃度と血流量との関係は、吸気炭酸ガス濃度をコントロールするという形で応用されている（特許文献1）。また、脳卒中の初期診断のため、PETでの計測に応用されることもある。PETとは、生体内の血液及び血流の状態を非侵襲に計測し画像化する技術である。血管中に造影剤として放射性同位元素を注入し、発生する放射能を計測することにより血流の状態などを計測することが可能である。しかし、計測に用いる放射性同位元素は、生体への悪影響を少なくするために、半減期の短いものが用いられる。このため、放射性同位元素を自家生産するためのサイクロトロンも必須である。

20

【0003】

光を用いた生体内部情報の計測は、生体に対する透過性の高さから近赤外光が広く用いられている（特許文献2、特許文献3）。生体内に光を入射し、生体を通過した光を計測することで、生体内部の情報を無侵襲に計測することが可能である。特に、血液中の酸素飽和度の計測は、酸素の受容体であるヘモグロビンが、酸素の受容状態によりその光学的特性のひとつである吸収スペクトルを変化させると言うことを利用して行うことが可能である。このことは脳活動の計測にも利用されている。脳が活動するということは、その構成要素である神経細胞が活動することであり、その活動に伴う血液量や酸素飽和度の変化をヘモグロビンの吸収スペクトルの変化として計測することで、脳活動の計測が可能となる。

30

【0004】

【非特許文献1】

山下他、「脳と循環 - 血圧は脳によって調節される」p. 144 - 145、共立出版株式会社、(1998)

【特許文献1】

特開2002 - 224089号公報

【特許文献2】

特開平9 - 135825号公報

40

【特許文献3】

特開2001 - 212115号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

脳活動などの生体反応の計測においては、計測される値が絶対的な値ではなく、相対的な値である場合が多い。その場合、生体反応の計測値を有意なものとして扱えるためには、生体内の特定の活動状態（例えば指を動かす状態）と、それとは異なる状態（例えば安静状態）との、比較を行うことが有用である。計測中に生体内に能動的に特定の活動状態を作り出すために、例えば指を動かすなどの「タスク期間」を設け、それとの比較を行うた

50

めに、例えば安静状態にするなどの「レスト期間」を設ける。このように、能動的に生体内に特定の活動状態を作り出すためには、タスク期間とレスト期間が必要であり、被験者がこの両者を区別できる状態にあることが必要である。従って、例えば昏睡状態にある被験者に対しては、計測中にタスク期間とレスト期間を設けることは不可能である。

【0006】

一方、受動的に生体内の特定の活動状態を計測することも可能である。例えば、睡眠時の状態を計測するために、例えば脳波計測などの手法による睡眠の状態の計測結果から、データをタスク期間（REM睡眠時など）とレスト期間（深い睡眠時など）に分類することができる。したがって、昏睡状態でも、受動的に生体内の特定の活動状態を計測することは可能ではあるが、この方法は、解析を行うのに十分なデータを得るためには長い時間の計測を要する。

10

【0007】

本発明の目的は、被験者が能動的にタスク期間とレスト期間を区別することが出来なくとも、短時間で脳活動を計測する手段を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明は、被験者の生体内部の血行動態を計測するため、被験者に光を照射する一つまたは複数の光照射部と、この照射光が生体の中を経由または生体内で反射されてでてきた光を検出する一つまたは複数の光検出部と、被験者の呼吸する空気中の炭酸ガス濃度を制御して、被験者の意識によらずに生体内にタスク期間とレスト期間に対応する状態を作り出すための吸気成分混合濃度制御装置と、光照射を制御し、且つ、光検出部で検出された光信号を解析する計算機とより構成される。

20

【0009】

【発明の実施の形態】

（第1の実施例）

第1の実施例として、脳卒中患者が被検者である場合について説明する。脳卒中治療においては、患者頭部のどこに疾患があるか、そして、それが出血性のものであるか、虚血性のものであるかを知る必要がある。

【0010】

図1は第1の実施例の具体的な装置構成の例を示すブロック図である。図1に於いて、Tは被検者を模式的に表示したものである。1は制御用計算機であり、演算処理部 1_1 、操作部 1_2 、表示部 1_3 よりなる。演算処理部 1_1 には、後述するように、被検者に呼吸させる炭酸ガス濃度を制御するためのプログラムおよびこの制御と同期した光計測のためのプログラムが設けられ、これらによって、必要な制御信号が出力される。さらに、検出された光信号を解析するためのプログラムも備えられる。操作部 1_2 は、ここではキーボードのイメージを示したが、マウス等の計算機の操作に必要な周辺機器を含む。表示部 1_3 には被検者Tに供給しているガスの制御状況および解析結果等を表示する。2はガス弁開度制御装置である。3 $_1$ は空気ガスポンペ、3 $_2$ はその開閉弁である。4 $_1$ は炭酸ガスポンペ、4 $_2$ はその開閉弁である。5はガス混合部である。開閉弁3 $_2$ および4 $_2$ の開度はガス弁開度制御装置2を介して計算機1の演算処理部 1_1 の信号により制御される。6 $_1$ は吸気炭酸ガス濃度計測装置であり、ガス混合部5の炭酸ガス濃度を常時監視してこれが所定の値を超えると、炭酸ガスポンペ4 $_1$ からガス混合部5に導入される炭酸ガスを緊急遮断弁6 $_2$ により遮断する。また、吸気炭酸ガス濃度計測装置6 $_1$ の信号は制御用計算機1の演算処理部 1_1 に送信される。7はガステーブであり、ガス混合部5で得られるガスを流す。8は吸気・呼気インターフェース部であり、ガステーブ7を流れるガスを被検者Tに供給するためのマスクである。9はヘルメット形生体光計測インターフェース部であり、図示はしないが、被検者Tの頭にかぶせて光を照射する光照射部とこの照射光が脳の中を経由または脳内で反射されてでてきた光を検出する光検出部とを中に備えている。12は照射光インターフェース固定部、13は検出光インターフェース固定部であり、それぞれ、ヘルメット形生体光計測インターフェース部9内の光照射部、光検出部と結合されて

30

40

50

いる。11は光インターフェース部であり、計算機1の演算処理部1₁から出される照射信号に応じた強度の光信号を生成し、検出された光信号に応じた電気信号を生成して計算機1の演算処理部1₁に送る。14、15はそれぞれ、照射光導光部（光ファイバー）、検出光導光部（光ファイバー）であり、光インターフェース部11と照射光インターフェース固定部12、検出光インターフェース固定部13とを結合する。

【0011】

なお、本発明と直接関係無いので、図示を省略したが、被験者の心拍数・呼吸数、血圧、血中酸素飽和度、体温値等の計測装置を被験者に付けて、必要な計測データの収集を行うとともに、被験者の安全のための表示および管理を行う。

【0012】

図2は第1の実施例による計測の手順を説明する図である。横軸に時刻を取り、縦軸に（a）は炭酸ガス濃度の変化を、（b）は検出された光強度を取ったものである。

【0013】

調整開始から時間T₁の間は光源の調整、すなわち、光インターフェース部11から送出される光源の光強度（照射光量）、光照射部および光検出部の調整、検出感度のレベルを調整する期間である。この期間は被検者Tを安静状態にしてマスク8を装着して置く。すなわち、操作者が操作部1₂により調整開始を入力することで、演算処理部1₁から、ガス弁開度制御装置2に開閉弁3₂の開度を制御する信号を送り、被検者Tの呼吸するガスは空気ガスボンベ3₁から供給される自然空気のみとする。演算処理部1₁の光インターフェース部11に与える信号を操作者の操作部1₂による手動操作または操作部1₂から演算処理部1₁に与えられる調整開始の信号により、事前に設定されたパターンでの自動操作により、光インターフェース部11内の光源（図示せず）の電源（図示せず）の電圧を制御する。これに応じて光ファイバー14から照射光インターフェース固定部12を介して被検者に照射される光強度が変化させられる。一方、検出された光信号は検出光インターフェース固定部13を介して光ファイバー15から光インターフェース部11に送られる。検出された光信号を表示部1₃に、例えば、光信号の強度に応じた明るさで表示し、操作者が操作部1₂により光インターフェース部11内の光源（図示せず）の電源（図示せず）の電圧を調整して光強度を調整する。この間、必要なら、ヘルメット形生体光計測インターフェース部9内の光照射部および光検出部と被検者との接触部の調整も行う。このようにして、被検者Tが安静状態にある状態での適当な光源の光強度（照射光量）を決定することができる。

【0014】

調整が終わったら計測を開始する。操作者が操作部1₂により調整終了の信号を入力することで、演算処理部1₁から、所定のプログラムに沿ってガス弁開度制御装置2に開閉弁4₂の開度を制御する信号を送り、炭酸ガスボンベ4₁からガス混合部5に導入される炭酸ガス量を制御する。この状態では、図2（a）に示すように、炭酸ガス濃度はパルス的に増減する。この結果、被検者Tは自然空気よりも炭酸ガス濃度がパルス的に増減する空気を呼吸することになる。被検者Tが自然空気よりも炭酸ガス濃度が高い空気を呼吸すると、被検者Tの血液中に溶け込む炭酸ガス量が増加するので、血液中の炭酸ガス濃度が高くなる。この結果、非特許文献1からも明らかなように、脳血流量が増加する。このことは、被験者が運動をしたのと同等の状態を作り出したことを意味する。炭酸ガス濃度が減少して自然空気を呼吸することになると脳血流量も低下して被験者が安静状態と同等の状態となる。

【0015】

このように、被験者が呼吸する空気の炭酸ガス濃度をパルス的に増減させることで、被験者の意識によらずに被験者の生体内にタスク期間とレスト期間に対応する状態を作り出すことができる。この結果、図2（a）に示すように、炭酸ガス濃度のパルス的な増減に対応して、検出される光強度もパルス的に増減する。ここで、検出される光強度が炭酸ガス濃度のパルス的な増減に対して時間sだけ遅れ、かつ、変化が緩やかであるのは、血液中に溶け込む炭酸ガス量の変化に遅れがあり、かつ、変化が緩やかであるからである。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

このようにして、所定の期間の計測が終了すると被検者 T のマスク 8 を外す。次いで、収集したデータの処理を行ない（時間 T₂）、処理されたデータを制御用計算機 1 の表示部 1₃ に表示する。データの処理および表示の例は後述する。

【 0 0 1 7 】

本発明では、被験者の生体の機能に個人差があることにかんがみ、上述の計測中に、被験者の心拍数・呼吸数、血圧、血中酸素飽和度、体温値等の計測装置を被験者に付けて、必要な計測データの収集を行う。これにより、被験者の安全をはかるとともに、吸気炭酸ガス濃度計測装置 6₁ の信号と併せ、今後の計測のための炭酸ガス濃度の時系列変化パターンの指標とすべきデータの一部として利用する。これらの計測値および吸気炭酸ガス濃度計測装置 6₁ の信号は、本来の計測値とともに、制御用計算機 1 に保存する。

10

【 0 0 1 8 】

次に、得られた時系列データの処理と表示について一例を説明する。まず、図 2 に示す計測開始から計測終了までの吸気炭酸ガス濃度信号と光強度信号の時系列データを、使用者があらかじめ設定した一定期間ごとに区分けする。その区分けされた各部分について、相関係数を計算する。相関係数の計算は式（1）により行うことができる。

【 0 0 1 9 】

【 数 1 】

$$f(D(t,u),R(t,u))$$

20

$$= \frac{(u-t) \sum_{i=t}^u D(i,1)R(i,1) - \left(\sum_{i=t}^u D(i,1) \right) \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)}{\sqrt{\left\{ (u-t) \sum_{i=t}^u D(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t}^u D(i,1) \right)^2 \right\} \cdot \left\{ (u-t) \sum_{i=t}^u R(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)^2 \right\}}} \quad \text{--- (1)}$$

ここで、D (t , u) はある時刻 t から u の被検者 T の検出光信号強度、R (t , u) は同じ期間の吸気炭酸ガス濃度信号である。式（1）では、吸気炭酸ガス濃度信号の図 2 に示した時間遅 s が考慮されていないが、これを考慮した相関係数の計算は式（2）により行うことができる。

30

【 0 0 2 0 】

【 数 2 】

$$f(D(t+s,u+s),R(t,u))$$

$$= \frac{(u-t) \sum_{i=t}^u D(i+s,1)R(i,1) - \left(\sum_{i=t+s}^{u+s} D(i,1) \right) \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)}{\sqrt{\left\{ (u-t) \sum_{i=t+s}^{u+s} D(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t+s}^{u+s} D(i,1) \right)^2 \right\} \cdot \left\{ (u-t) \sum_{i=t}^u R(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)^2 \right\}}} \quad \text{----- (2)}$$

40

ここで、時間遅れ s は計測結果を評価して使用者が決定すれば良い。

【 0 0 2 1 】

結果の表示については、種々の方法が可能であるから、目的にあわせて選択することができる。

【 0 0 2 2 】

(1) 図 3 は被検者 T の計測点が一つである場合の吸気炭酸ガス濃度信号の変化 2 1 と被検者 T の検出光信号強度の変化 2 2 とを時間軸に沿って表示する例を示す。図 2 に示すデータは時間軸が長い（30 分程度以上）から、これをそのまま表示したのでは、吸気炭酸ガス濃度信号の変化 2 1 に対する被検者 T の検出光信号強度の変化 2 2 の関係を詳細に表

50

示することができない。適当な時間単位に区分して表示することにして、これを適当な時間間隔で併置して比較すれば、被検者Tの生体の活動状況を細かく見ることができる。

【0023】

(2) 図4は、図3と同様に吸気炭酸ガス濃度信号の変化21と被検者Tの検出光信号強度の変化22とを時間軸に沿って表示するが、被検者Tの計測点が16点(4×4)である場合の同一時点の計測結果の表示を併置して示す例である。この場合、計測点の空間的配列に対応してデータを配列した表示を行う。図4の例では、1から16の番号を付した計測点16のうち、6番目の計測点でのみ吸気炭酸ガス濃度信号の変化21に対して被検者Tの検出光信号強度の変化22が無い状態を示している。このことは、計測点6に対応する位置の血管の血流がほとんどゼロであることを伺わせる。

10

【0024】

(3) 図5は先に述べた式(1)または式(2)により得られた相関係数の時間的变化31を時間軸に沿って表示する例を示す。この場合も、適当な時間単位に区分して計算して表示することとしているので、これを適当な時間間隔で併置して比較すれば、被検者Tの生体の活動状況を細かく見ることができる。

【0025】

(4) 図6は、図5と同様に吸気炭酸ガス濃度信号の変化21と被検者Tの検出光信号強度の変化22の相関係数の時間的变化を時間軸に沿って表示するが、被検者Tの計測点が16点(4×4)である場合の同一時点の計測結果の表示を併置して示す例である。図6の例でも、1から16の番号を付した計測点16のうち、6番目の計測点でのみ相関係数の時間的变化が極端に小さくなっていることを示している。このことは、計測点6に対応する位置の血管の血流がほとんどゼロであることを伺わせる。

20

【0026】

図4あるいは図6の表示は適当な時間単位に区分された結果の表示である。全計測時間に亘った結果の表示は、制御用計算機1の表示部1₃の限られたスペースでは難しい。このような場合の一つの表示方法は、区分された時間単位の信号強度を色の種類および濃度で代表させることとして、これを全計測時間に亘って時間区分の順に併置することである。図7は、この考え方で、図4に示したような信号強度が全ての計測点で繰り返し計測されたとしたときの表示例である。図で41₁, 41₂, ---, 41_nは区分された時間単位の信号強度の表示である。図7によれば、詳細を知ることが出来ないが、6番目の計測点では、全計測時間に亘って信号強度が低い状態が続いたことが分かる。したがって、この表示を見た上で、図3から図6の表示を出して、詳細を検討するものとしてすることができる。上述の説明は、吸気炭酸ガス濃度の時系列変化パターンは一定の周期での増減の繰り返しとして説明したが、吸気炭酸ガス濃度の増減の繰り返しの時系列変化パターンを所定の周期で複数回の繰り返しとして制御するものとしても良い。この場合は、被検者Tの生体の活動状況が同じであれば、その繰り返しの周期に対応して被検者Tの検出光信号強度の変化が繰り返しとなるはずである。したがって、各繰り返しの周期に対応した被検者Tの検出光信号強度を加算平均して用いることにすれば、各繰り返しの周期で起こったであろう計測のばらつきを吸収した信頼の置けるデータを得ることができる。この場合、加算回数をデータの信頼度として演算処理部1₁に記録し、あるいは表示部1₃に表示してもよい。または、単純な加算平均ではなく、統計的検定の演算を行うこととして、その結果を利用するものとしても良い。

30

40

【0027】

(第2の実施例)

第2の実施例について図8(a), (b)を用いて説明する。図8(a)は、図1に示すヘルメット形生体光計測インターフェース部9に代えて柔軟な素材でできた平板状の光計測インターフェース部51とした例を示す。図8(b)は、光照射インターフェース部12を複数個分離した形で設け、光検出インターフェース部13をこれに対応して複数個分離した形で設けた例である。このような分離形を用いるときは、被検者Tの頭部のみならず、被検者Tのあらゆる部位に光計測インターフェース部を装着することが可能である。

50

これにより、脳疾患に限らず、頭部、手、腕、足、大腿部、胸部、腹部、背部、臀部、等の生体のあらゆる部位での吸気炭酸ガス濃度の変化に対する応答性を計測することが可能となる。

【0028】

(第3の実施例)

第3の実施例では、第1の実施例と同様の装置構成を用いて、得られた頭部の各部位からの計測値の規格化を行う。

【0029】

計測値の規格化のために、使用者があらかじめ設定した複数の吸気炭酸ガス濃度の条件のうち、一つの条件に吸気炭酸ガス濃度を設定するために、開閉弁4₂の開度を制御してガス混合部5の炭酸ガス濃度を変化させる。ガス混合部5の炭酸ガス濃度が所定の値になったかどうかは吸気炭酸ガス濃度計測装置6₁の信号で評価する。吸気炭酸ガス濃度の変化による血中炭酸ガス濃度の変化が定常状態になるのを待つために、あらかじめ設定した時間が経過した後、被検者Tの光信号を検出する。設定された吸気炭酸ガス濃度の信号と、この濃度で検出された光信号を、一組のデータとして、演算処理部1₁に保存する。

【0030】

吸気炭酸ガス濃度を変えながら、設定された吸気炭酸ガス濃度の信号と、この濃度で検出された光信号を、一組のデータ取得を繰り返し行う。このとき、吸気炭酸ガス濃度の変化を必要且つ十分な条件で設定するために、演算処理部1₁にプログラムしておくのが良い。

【0031】

上記プログラムされた複数の吸気炭酸ガス濃度の条件の下で繰り返し計測して得られた吸気炭酸ガス濃度の状態のデータと検出された光信号の複数の組から、頭部の各部位における光信号の強度分布を導出する。この強度分布の結果は、感度分布と等価であるから、図9はこの感度分布の一例を示す図である。このデータは演算処理部1₁に保存する。

【0032】

次に、同一の装置、同一のプログラムを用い、他の被検者の計測を行う。この計測で得られた結果を図9に示す感度分布のデータで規格化すると計測部位による感度に依存しない計測結果を得ることができる。図10は規格化された計測結果の一例を示す図である。

【0033】

(その他の実施例)

上述の実施例は、いずれも、頭部についての計測の例をあげたが、本発明は体のあらゆる部位の計測に適用できる。

【0034】

また、上述の実施例は、いずれも、タスク期間、レスト期間の設定を被検者の吸気炭酸ガス濃度で行うものとしたが、例えば、タスク期間を特定の音あるいは音楽を聞かせ続ける期間とし、レスト期間を閉眼安静の状態を維持する期間とするものとしても良い。

【0035】

【発明の効果】

被験者がタスク期間とレスト期間を区別できる状態に無くても、計測を実施することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は第1の実施例の具体的な装置構成の例を示すブロック図。

【図2】第1の実施例による計測の手順を説明する図。

【図3】被検者Tの計測点が一つである場合の吸気炭酸ガス濃度信号の変化2₁と被検者Tの検出光信号強度の変化2₂とを時間軸に沿って表示する例を示す図。

【図4】図3と同様に吸気炭酸ガス濃度信号の変化2₁と被検者Tの検出光信号強度の変化2₂とを時間軸に沿って表示するが、被検者Tの計測点が16点(4×4)である場合の同一時点の計測結果の表示を併置して示す図。

【図5】吸気炭酸ガス濃度信号の変化2₁と検出光信号強度相関係数の時間的变化3₁を

10

20

30

40

50

時間軸に沿って表示する例を示す図。

【図6】吸気炭酸ガス濃度信号の変化21と検出光信号強度相関係数の時間的变化31を時間軸に沿って表示するが、被検者Tの計測点が16点(4×4)である場合の同一時点の計測結果の表示を併置して示す図。

【図7】図4に示した区分された時間単位の信号強度を色の種類および濃度で代表させて全計測時間に亘って時間区分の順に併置した例を示す図。

【図8】(a)は、図1に示すヘルメット形生体光計測インターフェース部に代えて柔軟な素材でできた平板状の光計測インターフェース部とした例を示し、(b)は、光照射インターフェース部および光検出インターフェース部を複数個分離した形で設けた例を示す図。

【図9】上記プログラムされた複数の吸気炭酸ガス濃度の条件の下で繰り返し計測して得られた吸気炭酸ガス濃度の状態のデータと検出された光信号の複数の組から導出された感度分布の一例を示す図。

【図10】同一の装置、同一のプログラムを用いて得られた他の被検者の計測結果を図9に示す感度分布のデータで規格化した計測結果の例を示す図。

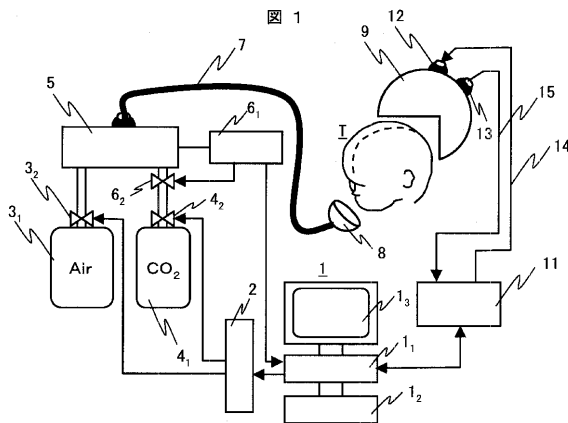
【符号の説明】

1...制御用計算機、1₁...演算処理部、1₂...操作部、1₃...表示部、2...ガス弁開度制御装置、3₁...空気ガスボンベ、3₂...開閉弁、4₁...炭酸ガスボンベ、4₂...開閉弁、5...ガス混合部、6₁...吸気炭酸ガス濃度計測装置、6₂...緊急遮断弁、7...ガスチューブ、8...吸気・呼気インターフェース部、T...被検者、9...ヘルメット形生体光計測インターフェース部、11...光インターフェース部、12...照射光インターフェース固定部、13...検出光インターフェース固定部、14, 15...光ファイバー、21...吸気炭酸ガス濃度信号の変化、22...検出光信号強度の変化、31...相関係数の時間的变化、41...区分された時間単位の信号強度の表示、51...平板状の光計測インターフェース部。

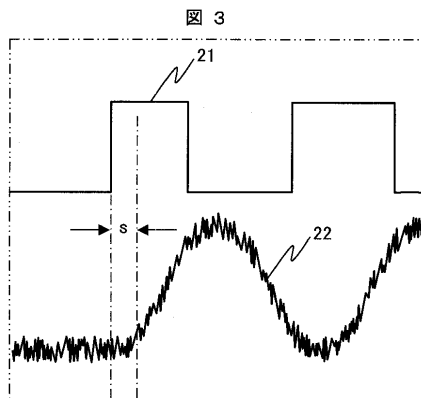
10

20

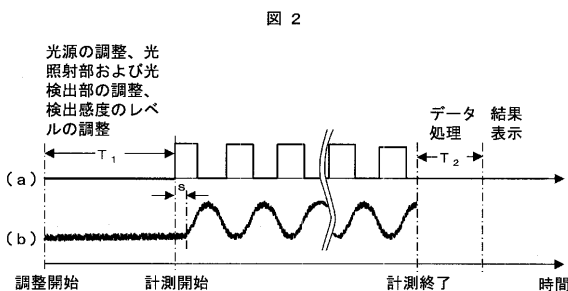
【図1】



【図3】

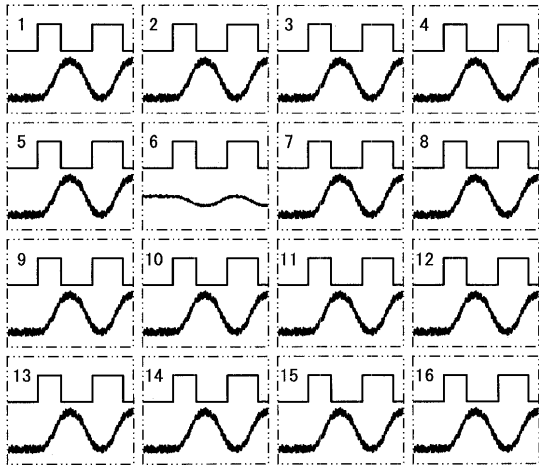


【図2】



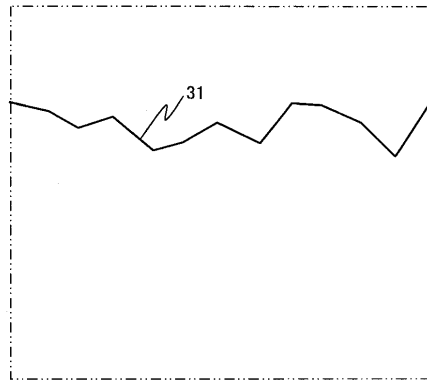
【 図 4 】

図 4



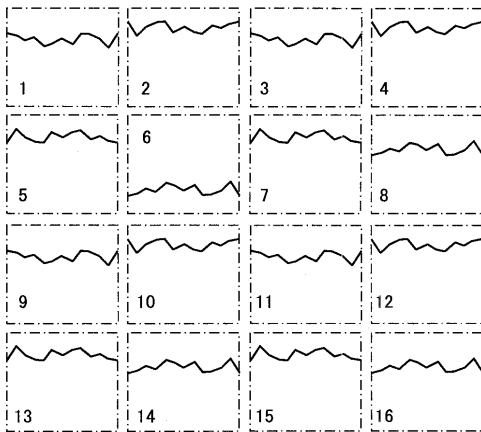
【 図 5 】

図 5



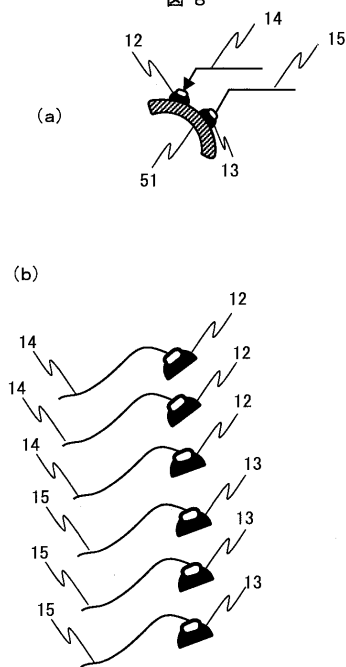
【 図 6 】

図 6



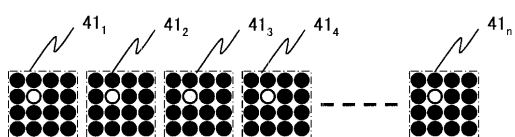
【 図 8 】

図 8

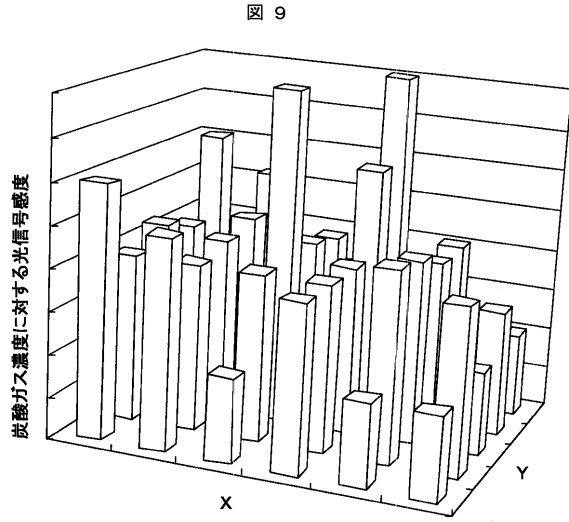


【 図 7 】

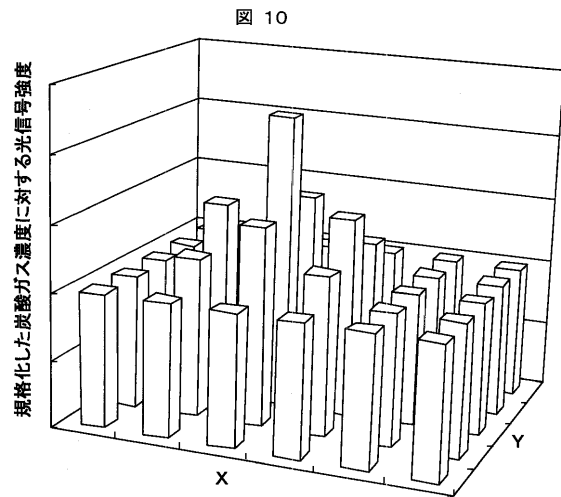
図 7



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 牧 敦

埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地 株式会社日立製作所 基礎研究所内

(72)発明者 木口 雅史

埼玉県比企郡鳩山町赤沼 2 5 2 0 番地 株式会社日立製作所 基礎研究所内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 3 0 0 5 6 9 (J P , A)

特開 2 0 0 3 - 1 0 1 8 8 (J P , A)

特開 2 0 0 2 - 2 2 4 0 9 2 (J P , A)

特表 2 0 0 4 - 5 2 2 4 8 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 10/00

A61B 5/145

A61M 16/00

A61M 16/12

专利名称(译)	生物光测量装置		
公开(公告)号	JP4160838B2	公开(公告)日	2008-10-08
申请号	JP2003037653	申请日	2003-02-17
[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	桂卓成 牧敦 木口雅史		
发明人	桂卓成 牧敦 木口雅史		
IPC分类号	A61B10/00 A61B5/145 A61M16/00 A61M16/12 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/026 A61B5/08 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/4884 A61B5/02055 A61B5/021 A61B5/0261 A61B5/0816 A61B5/14553		
FI分类号	A61B10/00.E A61B5/14.310 A61M16/00.370.Z A61M16/12 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK05 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX04		
代理人(译)	小川胜男 佐佐木隆		
其他公开文献	JP2004242981A5 JP2004242981A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：如果受试者几乎不能主动区分任务期和休息期，提供一种在短时间内测量活体内血液循环动态的方法。解决方案：用于生物体的光学测量的装置具有光学照射部分和用于光穿过活体内部或在内部反射的光检测部分。用于生物体的光学测量的装置通过呼吸对象来控制进入活体的二氧化碳的浓度，并且评估光检测部分的输出相对于二氧化碳浓度的变化。Z

$$\frac{(u-t) \sum_{i=t}^u D(i,1)R(i,1) - \left(\sum_{i=t}^u D(i,1) \right) \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)}{\sqrt{\left\{ (u-t) \sum_{i=t}^u D(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t}^u D(i,1) \right)^2 \right\} \left\{ (u-t) \sum_{i=t}^u R(i,1)^2 - \left(\sum_{i=t}^u R(i,1) \right)^2 \right\}}}$$