

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3709836号
(P3709836)

(45) 発行日 平成17年10月26日(2005.10.26)

(24) 登録日 平成17年8月19日(2005.8.19)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 5/145

F I

A 6 1 B 5/14 3 1 0

請求項の数 5 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2001-354944 (P2001-354944)	(73) 特許権者	303050160
(22) 出願日	平成13年11月20日(2001.11.20)		コニカミノルタセンシング株式会社
(65) 公開番号	特開2003-153881 (P2003-153881A)		大阪府堺市大仙西町三丁目9番1号
(43) 公開日	平成15年5月27日(2003.5.27)	(74) 代理人	100089233
審査請求日	平成16年9月17日(2004.9.17)		弁理士 吉田 茂明
		(74) 代理人	100088672
			弁理士 吉竹 英俊
		(74) 代理人	100088845
			弁理士 有田 貴弘
		(72) 発明者	長井 慶郎
			大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	山本 信次
			大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液成分測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体における動脈血の血液成分を測定する装置であって、

(a) 第1タイミングで周期的に発光手段から所定の光を前記生体に照射し、光検出手段により前記生体を透過した光に関する光量計測値を検出する光量検出手段と、

(b) 前記発光手段を発光させずに、第2タイミングで周期的に前記光検出手段によりダーク計測値を検出するダーク検出手段と、

(c) 前記光量計測値から脈波成分を抽出し、脈波計測値を検出する脈波検出手段と、

(d) 前記光量計測値と前記ダーク計測値と前記脈波計測値とに基づき、前記動脈血の血液成分を測定する血液成分測定手段と、

を備え、

前記第1タイミングと前記第2タイミングとの間隔は、商用周波数の周期を整数倍した時間の間隔であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項2】

請求項1に記載の血液成分測定装置において、

(e) 前記第1タイミングと前記第2タイミングとを交互に繰り返す計測パターンについて、商用周波数に関して所定の位相差分それぞれシフトした複数の計測パターンを実行する手段、

をさらに備えることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項3】

10

20

請求項 2 に記載の血液成分測定装置において、

(f)前記第 1 タイミングに対して商用周波数の周期を整数倍した時間ずれている前記第 2 タイミングで、検出された前記ダーク計測値に基づき、当該第 1 タイミングで検出された前記透過光量計測値および / または前記脈波計測値を補正する手段、
をさらに備えることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の血液成分測定装置において、

(g)前記第 1 タイミング近傍の前記第 2 タイミングで検出された前記ダーク計測値に基づき、当該第 1 タイミングで検出された前記透過光量計測値および / または前記脈波計測値を補正する手段、
をさらに備えることを特徴とする血液成分測定装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれかに記載の血液成分測定装置において、

(h)商用周波数の周期を整数倍した時間の間隔で検出された 2 の脈波計測値に係る時間差分値を演算する演算手段、

をさらに備え、

前記血液成分測定手段は、前記時間差分値にも基づき、前記血液成分を測定することを特徴とする血液成分測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えばパルスオキシメータなどの血液成分測定装置に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

例えばパルスオキシメータなどの血液成分測定装置においては、発光素子を発光させ、生体で透過した光を光検出素子を含む電気回路で計測することによって、血中酸素飽和度などが測定できる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記の血液成分測定装置では、測定信号に商用周波数の誘導ノイズや蛍光灯からの光による周期性ノイズが混入されているが、光検出素子で検出される透過光の測定信号レベルは極めて小さいため、これらの周期性ノイズによる影響を除去しないと血液成分を精度良く測定できない。

30

【0004】

本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、血液成分を精度良く測定できる血液成分測定装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するため、請求項 1 の発明は、生体における動脈血の血液成分を測定する装置であって、(a)第 1 タイミングで周期的に発光手段から所定の光を前記生体に照射し、光検出手段により前記生体を透過した光に関する光量計測値を検出する光量検出手段と、(b)前記発光手段を発光させずに、第 2 タイミングで周期的に前記光検出手段によりダーク計測値を検出するダーク検出手段と、(c)前記光量計測値から脈波成分を抽出し、脈波計測値を検出する脈波検出手段と、(d)前記光量計測値と前記ダーク計測値と前記脈波計測値とに基づき、前記動脈血の血液成分を測定する血液成分測定手段とを備え、前記第 1 タイミングと前記第 2 タイミングとの間隔は、商用周波数の周期を整数倍した時間の間隔である。

40

【0006】

また、請求項 2 の発明は、請求項 1 の発明に係る血液成分測定装置において、(e)前記第 1 タイミングと前記第 2 タイミングとを交互に繰り返す計測パターンについて、商用周波

50

数に関して所定の位相差分それぞれシフトした複数の計測パターンを実行する手段をさらに備える。

【0007】

また、請求項3の発明は、請求項2の発明に係る血液成分測定装置において、(f)前記第1タイミングに対して商用周波数の周期を整数倍した時間ずれている前記第2タイミングで、検出された前記ダーク計測値に基づき、当該第1タイミングで検出された前記透過光量計測値および/または前記脈波計測値を補正する手段をさらに備える。

【0008】

また、請求項4の発明は、請求項2の発明に係る血液成分測定装置において、(g)前記第1タイミング近傍の前記第2タイミングで検出された前記ダーク計測値に基づき、当該第1タイミングで検出された前記透過光量計測値および/または前記脈波計測値を補正する手段をさらに備える。

10

【0009】

また、請求項5の発明は、請求項1ないし請求項4のいずれかの発明に係る血液成分測定装置において、(h)商用周波数の周期を整数倍した時間の間隔で検出された2の脈波計測値に係る時間差分値を演算する演算手段をさらに備え、前記血液成分測定手段は、前記時間差分値にも基づき、前記血液成分を測定する。

【0010】

【発明の実施の形態】

<第1実施形態>

20

<パルスオキシメータの測定原理>

本発明の第1実施形態に係るパルスオキシメータ1A(図1)では、生体の動脈血中の血液成分、具体的には血中酸素飽和度を測定できる。まず、パルスオキシメータ1Aに関する酸素飽和度の測定原理について、以下で説明する。

【0011】

図2は、生体の吸光度を説明するための図である。図2については、横軸が時間を示し、縦軸が吸光度を示している。

【0012】

光が生体に照射される際には、光の一部が吸光される。この吸光については、組織による吸光成分KL、静脈による吸光成分SL、および動脈による吸光成分DLに分類され、動脈による吸光成分DLでは、脈拍数で吸光度が変動する。

30

【0013】

図3は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルを示す図である。図3については、横軸が光の波長を示し、縦軸が吸光度を示している。

【0014】

酸化ヘモグロビンの吸光スペクトルOXと、還元ヘモグロビンの吸収スペクトルHIとは、異なる波形となっている。そして、赤色光(R)の波長では、還元ヘモグロビンの吸光度が高いのに対して、赤外光(IR)の波長では、酸化ヘモグロビンの吸光度が高くなっている。

【0015】

40

この吸光スペクトルOX、HIの違いにより、血中酸素飽和度が高くなると、赤外光(IR)の吸光度が大きくなり、酸素飽和度が低くなると、赤色光(R)の吸光度が大きくなる。これを利用することにより、パルスオキシメータ1Aでは、生体を透過する赤色光(R)の透過光と赤外光(IR)の透過光との脈波成分Ma(図6参照)の比率より血液中の酸素飽和度を求めることができる。

【0016】

ここで、赤色光と赤外光との透過光の脈波振幅の比率を求めるにあたり、透過光量が光源の発光光量にも比例することを考慮する。そこで、脈波成分の振幅を透過光量で除算することにより、光源の発光光量の影響を排除する。

【0017】

50

また、赤色光と赤外光とに関する透過光の脈波成分の振幅の比率を求める際には、図4(a)に示すような脈波の山谷の差TPを利用せず、図4(b)に示すように、脈波を微小時間間隔で区切り、その時間間隔における差分値(以下では「時間差分値」という)DPを利用することにより、サンプル数を増やすこととする。

【0018】

上記の脈波成分の時間差分値と透過光量との比率を赤色光と赤外光とについて求め、それらの比率から次の式(1)に示すようにp値を算出する。

【0019】

【数1】

$$p = \frac{\frac{R(t+\Delta t) - R(t)}{R(t)}}{\frac{IR(t+\Delta t) - IR(t)}{IR(t)}} \quad (1)$$

10

【0020】

上の式(1)で、Rは赤色光の透過光量、IRは赤外光の透過光量を示し、tは差分時間を示す。このように、p値は、RとIRとについて脈波成分の時間差分値を透過光量で除算したものの比で計算されることとなる。

20

【0021】

そして、p値と血中酸素飽和度との関係を示すテーブルをあらかじめ作成しておき、このテーブルを参照することで赤色光および赤外光の透過光量に基づき算出されるp値から酸素飽和度が導かれることとなる。

【0022】

<パルスオキシメータ1Aの構成および動作>

図1は、パルスオキシメータ1Aの要部構成を示す図である。また、図5は、パルスオキシメータ1Aの計測回路の構成を示す図である。この図1および図5を参照しつつ、パルスオキシメータ1Aにおける酸素飽和度の測定アルゴリズムを説明する。

30

【0023】

パルスオキシメータ1Aは、血液成分測定装置として機能し、血液成分の1つである酸素飽和度を測定する。このパルスオキシメータ1Aは、本体部2と、本体部2にリード線10を介して電氣的に接続するプローブ3とを備えている。

【0024】

本体部2は、その前面に、血液成分の測定結果などを表示する表示部11と、表示部11にメニュー画面を表示するためのメニューボタン12と、メニュー画面などで各種の設定を行うための2つの選択スイッチ13と、リード線10の端部と接続するコネクタ部14とが設けられている。

【0025】

プローブ3は、赤色光(R)および赤外光(IR)を発する発光素子31a、31bと、光検出素子32とを有している。

40

【0026】

パルスオキシメータ1Aで酸素飽和度を求めるためには、式(1)に示すように、赤色光と赤外光との透過光量およびその脈波成分の時間差分値を測定する必要がある。そこで、プローブ3内に設けられる赤色および赤外色の発光素子31a、31bを交互にパルス発光させ、プローブ3に挿入される指FGを透過した光を光検出素子32で計測する。なお、プローブ3での光量測定については、透過型でも反射型でも良いが、いずれも生体中の動脈血を透過した光を計測するため、本明細書では、これらを区別せず透過光と呼ぶことにする。

50

【 0 0 2 7 】

光検出素子 3 2 の出力は、電流 - 電圧変換回路 2 1 および可変増幅回路 2 2 によって、出力電圧 V_2 が生成される。この出力電圧 V_2 については、次の式 (2)、(3) のように、発光素子 3 1 を発光させない非発光状態の出力電圧 (以下では、「ダーク (Dark) レベル」という) V_2 と、発光状態での出力電圧 (透過光量計測値) V_2 との差を求めることによって、赤色光および赤外光の透過光量計測値からダークレベルを排除するダーク補正が行えることとなる。

【 0 0 2 8 】

【 数 2 】

$$R(t) \propto \{V_2(R) - V_2(\text{Dark})\} t \text{-----} (2)$$

$$IR(t) \propto \{V_2(IR) - V_2(\text{Dark})\} t \text{-----} (3)$$

10

【 0 0 2 9 】

この透過光量 V_2 について、赤色光と赤外光とに関する測定結果の一例を図 6 (a) に示す。

【 0 0 3 0 】

図 6 (a) に示すように、一般に生体の透過光において計測される透過光量全体に対する脈波成分 M_a の振幅は非常に小さい。このため、透過光量の測定値から差分演算により脈波成分 M_a の時間差分値を求めるには、透過光量測定のための A/D 変換回路 2 7 が非常に高い分解能を要求されることとなる。

20

【 0 0 3 1 】

そこで、透過光量測定とは別に、所定の電気回路において透過光量計測値から脈波成分の計測値 (脈波計測値) を抽出して増幅した後、A/D 変換を行うこととする。これにより、A/D 変換回路 2 7 に透過光量を入力し、これから時間差分値を計算する場合に比べて、量子化誤差などを抑えて精度良く酸素飽和度を計算できることとなる。具体的には、脈波成分測定の際には、非脈波成分 M_b に相当し基準電圧発生器 2 4 で発生する基準電圧を減算回路 2 5 で透過光量 V_2 から減算する。そして、減算回路 2 5 からの出力を可変増幅回路 2 6 で増幅した後、A/D 変換回路で A/D 変換する処理を行う。この可変増幅回路 2 6 の出力である脈波成分波形 V_3 に関する測定結果の一例を、図 6 (b) に示す。以上の処理を行うことで、図 6 (a) に示す脈波成分 M_a が、増幅されて拡大される。

30

【 0 0 3 2 】

図 7 は、パルスオキシメータ 1 A での測定タイミングを説明するための図である。図 7 では、赤色光の測定を R、赤外光の測定を IR、透過光量を DC、脈波成分を AC と表している。また、発光素子 3 1 の非発光状態の測定となるダーク測定については、赤色光、赤外光とも実質的に同じ動作となるが、識別のため、R.Dark、IR.Dark と表記する。

【 0 0 3 3 】

図 7 に示すように、パルスオキシメータ 1 A では、赤色光および赤外光に関して、透過光量 (DC) の測定と脈波成分 (AC) の測定とを交互に時分割で行う。すなわち、透過光量測定、脈波成分測定それぞれについて R R.Dark IR IR.Dark の測定が順に行われることとなる。

40

【 0 0 3 4 】

ここで、測定信号には、発光素子 3 1 から照射されて生体を透過する光信号以外に商用周波数の誘導ノイズや蛍光灯からの光が混入するが、これらのノイズの影響を除去するため、測定周期 T_0 、つまり R または IR を測定する第 1 タイミングと、これらのダークレベルを計測する第 2 タイミングとの時間間隔を商用周波数 (50Hz または 60Hz) の周期 (1/50sec または 1/60sec) に設定する。これにより、R、IR の測定時の周期性ノイズと、R.Dark、IR.Dark の測定時の周期性ノイズとのレベルが等しくなり、上記の式 (2)、(3) で R、

50

IRの実測信号からダーク信号が減算されるダーク補正の際に、商用周波数およびその整数倍の周波数の周期性ノイズがキャンセルされるため、酸素飽和度を精度良く測定できることとなる。なお、このことは、後述する脈波成分のダーク補正についても同様となる。

【0035】

また、ダーク補正では、例えば増幅回路のオフセット電圧などの一定のオフセット成分も除去できることとなる。

【0036】

図5に戻り、パルスオキシメータ1Aの各回路について詳しく説明する。

【0037】

発光素子31は、赤色光の発光素子31aおよび赤外光の発光素子31bからなっている。そして、発光素子31において、生体の透過光量を時分割的に測定するため、赤色光と赤外光とを交互にパルス発光PL(図6(a)参照)させる。

10

【0038】

この発光素子31から照射され生体を透過した光は、光検出素子32にて検出され、電流・電圧変換回路21によって光電流に比例した電圧V1に変換される。電流・電圧変換回路21の検出電圧V1は、可変増幅回路22によって適切な大きさの電圧レベルに増幅される。

【0039】

次に、透過光量測定および脈波光量測定について、以下で説明する。

【0040】

20

透過光量測定では、基準電圧発生器24の出力電圧を所定の電圧に設定するとともに可変増幅回路26の増幅率を所定の増幅率に設定して、図6(a)に示す透過光量電圧V2を測定する。なお、この透過光量測定においては、これらの設定値は変更しないようにする。

【0041】

そして、制御回路28は、A/D変換回路27から出力される透過光量信号に基づき、その出力可能な電圧範囲内に収まるように可変増幅回路26の増幅率G1を調整する。また、制御回路28は、赤色光の透過光量と赤外光の透過光量との計測値が近い値(ほぼ等しい値)になるように、各発光素子31a、31bの強度、すなわち発光光量を調節する。

【0042】

一方、脈波成分測定では、R、IR、Darkそれぞれに対して非脈波成分Mb(図6(a))に相当する直流電圧Voを基準電圧発生器24で発生させ、減算回路25にて透過光量の出力電圧V2からこの非脈波成分に相当する電圧Voを引き算する。なお、基準電圧発生器24は、例えばD/Aコンバータなどを利用すると良い。そして、可変増幅回路26から図6(b)に示すような脈波成分波形が出力され、この脈波成分電圧はA/D変換回路27にてデジタル信号に変換される。

30

【0043】

可変増幅回路26では、透過光量測定で得られる脈波振幅波形(図6(a)の脈波成分Maの大きさ)に基づいて、増幅後の脈波電圧V3の振幅がA/D変換回路27の測定範囲内に収まるように増幅率G2が調整される。

【0044】

40

脈波成分測定における基準電圧発生器24の電圧設定値は、透過光量測定で得られる脈波成分情報(Maの大きさ)、非脈波成分情報(図6(a)に示す非脈波成分Mbの大きさ)および可変増幅回路26で設定される増幅率G2に基づいて、基準電圧の減算および増幅後の脈波波形電圧V3が、A/D変換回路27の測定電圧範囲に入るように基準電圧値を設定する。

【0045】

基準電圧発生器24の電圧の設定値、および可変増幅回路26の増幅率G2の設定値は、透過光量の測定結果に応じて決定されるが、これらの設定値の更新の際には、更新時点直前の所定時間(例えば過去3秒間)の透過光量測定で得られた生体の透過光量測定データを用いて決定される。この所定時間とは、少なくとも脈波データの1周期分を含む測定時間

50

、すなわち脈波成分の振幅情報を取得するのに十分な時間が好ましい。

【0046】

なお、基準電圧発生器24の基準電圧、可変増幅回路22の増幅率G1、可変増幅回路26の増幅率G2、および発光素子31の強度、すなわち駆動電流値は、一定の時間間隔(例えば1秒間隔)で更新する。

【0047】

脈波成分測定においても、透過光量測定と同様にダークレベルを排除するダーク補正を行う。すなわち、次の式(4)、(5)の右辺のような演算が行われる。

【0048】

【数3】

$$R(t+\Delta t)-R(t)\propto\{V_3(R)-V_3(\text{Dark})\}_{t+\Delta t}-\{V_3(R)-V_3(\text{Dark})\}_t \quad \text{----- (4)}$$

$$IR(t+\Delta t)-IR(t)\propto\{V_3(IR)-V_3(\text{Dark})\}_{t+\Delta t}-\{V_3(IR)-V_3(\text{Dark})\}_t \quad \text{----- (5)}$$

【0049】

アナログスイッチ23は、基準電圧発生器24で発生される基準電圧によってA/D変換回路27を校正するためのスイッチである。計測前などに可変増幅回路22からの出力を遮断し、基準電圧値にA/D変換回路27の計測値を適合させるように、A/D変換回路27が調整される。

【0050】

上述した測定回路で計測された計測データは、制御回路28に送られ、次の式(6)に示すp値の演算が行われる。

【0051】

【数4】

$$p = \frac{\frac{\{V_3(R)-V_3(\text{Dark})\}_{t+\Delta t}-\{V_3(R)-V_3(\text{Dark})\}_t}{\{V_2(R)-V_2(\text{Dark})\}_t}}{\frac{\{V_3(IR)-V_3(\text{Dark})\}_{t+\Delta t}-\{V_3(IR)-V_3(\text{Dark})\}_t}{\{V_2(IR)-V_2(\text{Dark})\}_t}} \quad \text{---- (6)}$$

【0052】

制御回路28は、CPU28aと、例えばROMで構成されるメモリ28bとを備えており、上記の各回路を統括的に制御するデジタル回路として機能する。また、制御回路28は、測定タイミングや発光素子の発光タイミングを計るタイマー・カウンターを内蔵している。

【0053】

制御回路28では、測定データに対してローパスフィルターリングやハイパスフィルターリングといったようなデジタルフィルター処理を行うことも可能である。

【0054】

なお、脈波成分の時間差分値の計算については、測定時刻t+tと測定時刻tとで基準電圧発生器24の基準電圧設定値が異なる場合には、それらの測定値から上記のp値(換言すれば血中酸素飽和度)を計算しないこととする。これは、基準電圧発生器24の出力電圧差を基準電圧設定値の差から求めようとしても、基準電圧発生器24の電圧設定値と実際の出力電圧との間には誤差が存在するため、十分な精度が得られない場合があるためである。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

また、透過光量測定とそのダークレベル測定においては、可変増幅回路 2 2 の増幅率 G 1 および可変増幅回路 2 6 の増幅率 G 2 を等しい状態とし、脈波成分測定とそのダークレベル測定においては、可変増幅回路 2 2 の増幅率 G 1 および可変増幅回路 2 6 の増幅率 G 2 を等しい状態とする制御を行う。これは、増幅率が等しくないと正確なダーク補正ができないためである。

【 0 0 5 6 】

また、透過光量測定および脈波成分測定では、赤色光 (R) と赤外光 (I R) とを交互に測定するため、R と I R との測定データは測定時点が異なっている。このため、各測定時点前後の測定データで補間することにより、同一時点と擬制される R と I R との計測値を求め

10

【 0 0 5 7 】

そして、制御回路 2 8 では、メモリ 2 8 b に記憶される p 値と酸素飽和度の関係を示すテーブルに基づき、式 (6) で演算された p 値から血中酸素飽和度が求められる。なお、測定された酸素飽和度は、表示部 1 1 に表示される。

【 0 0 5 8 】

以上のパルスオキシメータ 1 A の動作により、測定タイミングを商用周波数の周期を整数倍した周期に設定し、商用周波数に関する周期性ノイズを除去するため、酸素飽和度を精度良く測定できる。

【 0 0 5 9 】

20

< 第 2 実施形態 >

本発明の第 2 実施形態のパルスオキシメータ 1 B の構成は、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 A と類似しているが、2 つの A / D 変換回路を有している点が異なっている。

【 0 0 6 0 】

図 8 は、パルスオキシメータ 1 B の測定回路の構成を示す図である。

【 0 0 6 1 】

第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 (図 5) と比べると、A / D 変換回路 2 7 1 に加えて A / D 変換回路 2 7 2 が設けられている。

【 0 0 6 2 】

このパルスオキシメータ 1 B の構成により、図 9 に示す測定タイミングで、R、R . Dark、I R および I R . Dark の測定を行える。図 9 (a) および図 9 (b) は、横軸が時間を示している。また、図 9 (a) は、透過光量の測定タイミングを示しており、図 9 (b) は、脈波成分の測定タイミングを示している。

30

【 0 0 6 3 】

第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 A では、透過光量 (D C) の測定と、脈波成分 (A C) の測定とを交互に行っていたが、パルスオキシメータ 1 B では、2 つの A / D 変換回路 2 7 1、2 7 2 によって、透過光量 (D C) と脈波成分 (A C) とを同時に測定する。この場合も、R、R . Dark、I R および I R . Dark の測定間隔については、商用周波数の周期に設定する。これにより、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 に対して、単位時間あたり 2 倍の測定データを得られることとなる。

40

【 0 0 6 4 】

以上のパルスオキシメータ 1 B の動作により、第 1 実施形態と同様に、商用周波数に関する周期性ノイズを除去できるため、酸素飽和度を精度良く測定できる。また、透過光量と脈波成分とを同時に測定するため、測定データ点数を 2 倍にでき、酸素飽和度の測定精度をさらに向上できる。

【 0 0 6 5 】

< 第 3 実施形態 >

本発明の第 3 実施形態のパルスオキシメータ 1 C の構成は、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 A と類似しているが、制御回路 2 8 の構成が異なっている。

【 0 0 6 6 】

50

一般に、血中酸素飽和度を求めるには測定データ点数が多いほど精度良く測定できるが、パルスオキシメータ 1 C では、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 A と比較して、測定データ点数を 3 倍取得できる構成となっている。

【 0 0 6 7 】

パルスオキシメータ 1 C の制御回路 2 8 は、以下で説明するパルスオキシメータ 1 C の動作を実行するためのプログラムがメモリ 2 8 b に格納されている。

【 0 0 6 8 】

上述したように、式(6)式から酸素飽和度を計算する際には、前後の測定データに基づいて補間することにより同一時点の R と I R との測定値を求める演算処理を行う。ここでは、補間に用いる前後の測定データの測定間隔が長くなるに伴って補間精度が悪化するため、精度良く酸素飽和度を求めることが困難となる。そこで、パルスオキシメータ 1 C では、商用周波数の整数倍の周期性ノイズを除去する能力を保持しつつ R と I R との補間精度を向上するとともに、測定データ点数を増加させて酸素飽和度の測定精度を向上することとする。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 は、パルスオキシメータ 1 C の動作を説明するための図である。図 1 0 (a) ~ 図 1 0 (c) のそれぞれは、横軸が時間を示しており、透過光量 (D C) および脈波成分 (A C) に関する R、R . Dark、I R および I R . Dark の測定タイミングを示している。

【 0 0 7 0 】

パルスオキシメータ 1 C では、図 1 0 (a) ~ 図 1 0 (c) のように、図 7 に示す測定パターンが商用周波数の周期 T O に対して T O / 3 の時間間隔、すなわち 1 2 0 度ずつ位相がシフトされて 3 つ組合わされている。なお、図中の測定タイミングにおける 1 ~ 3 の添え字は、各位相番号を示している。すなわち、測定パターン P T 1 (図 1 0 (a)) は第 1 位相を、測定パターン P T 2 (図 1 0 (b)) は第 2 位相を、測定パターン P T 3 (図 1 0 (c)) は第 3 位相を示す。ただし、各測定パターン P T 1 ~ P T 3 においては、R、R . Dark、I R および I R . Dark の測定タイミングの時間間隔が、第 1 実施形態と同様に、商用周波数の周期 T O となっている。ここでも、実測値 R、I R に対して、商用周波数の周期 T O 離れたダークレベルを減算するダーク補正において、商用周波数の整数倍のノイズの除去が可能となる。

【 0 0 7 1 】

なお、パルスオキシメータ 1 C でのダーク補正についても、第 1 実施形態と同様に、時間によらず一定のオフセット成分をキャンセルできることとなる。

【 0 0 7 2 】

これらの測定パターン P T 1 ~ P T 3 を、1 の時間軸上にまとめたものを、図 1 1 に示す。図 1 1 のように、第 1 実施形態の測定タイミング(図 7) に比べて、単位時間あたり 3 倍の密度でデータ測定を行えることとなる。

【 0 0 7 3 】

以上のパルスオキシメータ 1 C の動作により、第 1 実施形態と同様に、商用周波数に関する周期性ノイズを除去できるため、酸素飽和度を精度良く測定できる。また、各測定パターンの位相をずらし複数組合わせて、測定データ点数を増加させるため、酸素飽和度の測定精度をさらに向上できる。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態においては、測定データ点数を 3 倍にする例を示したが、2 倍にしてもよく、また 4 倍にしても良い。この場合、n 個の測定パターンを組合わせるには、各測定パターンの位相差を商用周波数の周期を測定パターンの数 n で除算した時間差 T O / n に設定すれば良い。

【 0 0 7 5 】

< 第 4 実施形態 >

本発明の第 4 実施形態のパルスオキシメータ 1 D の構成は、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 A と類似しているが、制御回路 2 8 の構成が異なっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

パルスオキシメータ 1 D の制御回路 2 8 は、以下で説明するパルスオキシメータ 1 D の動作を実行するためのプログラムがメモリ 2 8 b に格納されている。

【 0 0 7 7 】

このパルスオキシメータ 1 D では、脈拍数の情報を利用して、血中酸素飽和度の測定、具体的には時間差分値の計算に関する S / N 比の向上を図っている。

【 0 0 7 8 】

血中酸素飽和度は、式 (6) における p 値の計算のように、時間 t で R および I R に関する時間差分値を求めて測定される。この時間差分値に関しては、図 1 2 (a) に示すように、隣接、すなわち直近の測定タイミングにおける測定値の差を利用しても良いが、パルスオキシメータ 1 D では、次のように時間差分値を求める。

【 0 0 7 9 】

すなわち、図 1 2 (b) に示すように、例えば 6 つ離れたタイミングで計測された計測値の差を計算して、この時間差分値で p 値を演算することとする。このように隣接する測定タイミングでの測定値ではなく、一定の時間間隔 t_m における差分値を求めることにより、時間差分値を大きくできる。これにより、p 値、すなわち酸素飽和度の計算において、S / N 比の向上が図れる。ここで、図 1 2 (b) に示す差分時間 t_m は、その時間差分値が脈波波形 (緩い傾斜側) に関する振幅のほぼ半分 H M に相当する時間であることが好ましい。これは、時間差分値を一定以上の適切な大きさにするためである。

【 0 0 8 0 】

生体において測定を行う場合において、個人差により、または同一人物であっても測定時の体調等によって脈拍数が異なる。すなわち、酸素飽和度を計算する場合に、被験者の脈拍数によって適切な上記の差分時間 t_m が異なることとなる。

【 0 0 8 1 】

そこで、脈波成分の測定データより得られる被験者の脈拍数の情報に基づき、最適な差分時間になるように差分時間 t_m を調節する。つまり、脈拍数が高い場合は、図 1 2 (c) に示すように差分時間 t_m を、図 1 2 (b) に示す差分時間 t_m より短くする。この場合でも、上述したように、脈波成分に関する振幅のほぼ半分に相当する変化が脈波成分に生じるような時間を、差分時間 t_m と設定するのが好ましい。なお、差分時間 t_m を長くしすぎると、測定データの間で基準電圧設定値が異なる場合があるため、一定の上限を設定するのが好ましい。

【 0 0 8 2 】

以上のパルスオキシメータ 1 D の動作により、脈拍数に応じて適切な差分時間 t_m を設定するため、時間差分値に関する S / N 比を向上でき、酸素飽和度を精度良く測定できる。

【 0 0 8 3 】

なお、この差分時間 t を、脈拍数に応じて設定するとともに、商用周波数の周期を整数倍した時間に設定すると、商用周波数に関する周期性ノイズも除去できることとなる。

【 0 0 8 4 】

< 第 5 実施形態 >

本発明の第 5 実施形態のパルスオキシメータ 1 E の構成は、第 1 実施形態のパルスオキシメータ 1 と類似しているが、制御回路 2 8 の構成が異なっている。

【 0 0 8 5 】

パルスオキシメータ 1 E では、ダークレベルが時間的に変動する場合でも、ダークレベルを精度良く測定できる構成となっている。ここで、ダークレベルが変動する場合とは、例えば太陽から生体を透過した光が光検出素子にてダークレベルとして検出され、その大きさが時々刻々変化するような場合などが該当する。

【 0 0 8 6 】

パルスオキシメータ 1 E の制御回路 2 8 は、以下で説明するパルスオキシメータ 1 E の動作を実行するためのプログラムがメモリ 2 8 b に格納されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

図 1 3 は、パルスオキシメータ 1 E の動作を説明するための図である。

【 0 0 8 8 】

パルスオキシメータ 1 E は、第 3 実施形態(図 1 0 参照)と同様に、透過光量(DC)および脈波成分(AC)に関して R、R.Dark、IR および IR.Dark の各測定パターン P N 1 ~ P N 3 を 3 つ組合わせている。ここでは、測定周期 T Q は、商用周波数の周期の 1 / 8 (1/400sec または 1/480sec) に設定する実施形態を示す。これらの測定パターン P N 1 ~ P N 3 をまとめたものを図 1 4 に示す。

【 0 0 8 9 】

そして、R、IR のダークレベルは、透過光量および脈波成分それぞれについて測定時に近い R.Dark と IR.Dark との測定値を補間して求める。具体的には、IR 測定に関する補間式を次の式(7)に示し、R 測定に関する補間式を次の式(8)に示す。

【 0 0 9 0 】

【 数 5 】

$$\text{Dark}(t) = \frac{\text{R.Dark} \left(t - \frac{1}{3} \cdot T_Q \right) + \text{IR.Dark} \left(t + \frac{1}{3} \cdot T_Q \right)}{2} \text{----- (7)}$$

$$\text{Dark}(t) = \frac{\text{IR.Dark} \left(t - \frac{5}{3} \cdot T_Q \right) + 5 \times \text{R.Dark} \left(t + \frac{1}{3} \cdot T_Q \right)}{6} \text{----- (8)}$$

【 0 0 9 1 】

例えば、図 1 4 で IR 0 のタイミングにおけるダークレベル(ダーク計測値)を求める場合には、式(7)のように前後に時間 1 / 3 T Q ずれた IR 1、IR 2 のタイミングで測定されたダークレベルで補間することとなる。

【 0 0 9 2 】

また、図 1 4 で R 0 のタイミングにおけるダークレベルを求める場合には、式(8)のように、前に 5 / 3 T Q ずれた R 1 のタイミングと、後に 1 / 3 T Q ずれた R 2 のタイミングとで測定されたダークレベルで補間することとなる。ここで、式(8)式が式(7)と異なるのは、透過光量(DC)のダークレベル補間については透過光量測定時のダークレベルを使用し、脈波成分(AC)のダークレベル補間については脈波成分測定時のダークレベルを使用する必要があるためである。

【 0 0 9 3 】

このように、パルスオキシメータ 1 E では、上記の各実施形態に比べて、実測時(第 1 タイミング)近傍の第 2 タイミングで検出された 2 つのダークレベルを利用して、この実測時に対応するダークレベルを補間し、このダークレベルを実測値から減ずるダーク補正を行うため、ダークレベルが変動する場合でも、その影響が低減され精度良く酸素飽和度の測定が行える。

【 0 0 9 4 】

一方、商用周波数の周期性ノイズについては、次の式(9)のように計算することで、その除去を行う。ここで、N は整数を示している。

【 0 0 9 5 】

【 数 6 】

10

20

30

40

50

$$p = \frac{\frac{\{V_3(R) - V_3(\text{Dark})\}_{t+8 \cdot N \cdot T_Q} - \{V_3(R) - V_3(\text{Dark})\}_t}{\{V_2(R) - V_2(\text{Dark})\}_t}}{\frac{\{V_3(IR) - V_3(\text{Dark})\}_{t+8 \cdot N \cdot T_Q} - \{V_3(IR) - V_3(\text{Dark})\}_t}{\{V_2(IR) - V_2(\text{Dark})\}_t}} \quad \text{----(9)}$$

【 0 0 9 6 】

上の式(9)に示すように、脈波成分に関する時間差分値の計算では、時間 $8 \cdot N \cdot T_Q$ を差分時間に設定して、 p 値を計算する。すなわち、各測定パターン $PN1 \sim PN3$ ごとに、商用周波数の周期を整数 N 倍した時間間隔離れた2つの脈波成分の測定値(脈波計測値)に関する時間差分値を求めることにより、商用周波数に関する周期性ノイズの除去が可能になる。

10

【 0 0 9 7 】

なお、透過光量測定における商用周波数の周期性ノイズの混入は、脈波成分測定に対して小さいが、必要であれば制御部 28 においてデジタルローパスフィルタによってスムージングするのが好ましい。

【 0 0 9 8 】

以上のパルスオキシメータ 1E の動作により、ダークレベルが変動する場合でも実測時点に近い測定タイミングのダークレベルで補間計算するため、精度良く血液成分を測定できることとなる。

20

【 0 0 9 9 】

なお、上記の第5実施形態では、測定周期 T_Q が商用周波数の周期の $1/8$ の例を示したが、商用周波数の周期の $1/4$ 、 $1/2$ 、 1 、 $2 \dots$ の場合でも、脈波成分の差分時間が商用周波数の周期の整数倍となるため、同様の効果が得られることは明らかである。

【 0 1 0 0 】

また、ダークレベルについては、以下の方法によってもその変動を抑える補間ができる。

【 0 1 0 1 】

第2実施形態のパルスオキシメータ 1B では、図9において、 R 、 IR の実測時点の前後のダークレベルを平均化する補間を行うと良い。この場合にも、透過光量(DC)測定と、脈波成分(AC)測定に分けて、ダークレベルを算出することとなる。この算出式を、次の式(10)に示す。

30

【 0 1 0 2 】

【 数 7 】

$$\text{Dark} = \frac{R.\text{Dark} + IR.\text{Dark}}{2} \quad \text{-----(10)}$$

40

【 0 1 0 3 】

以上の動作により、第2実施形態でもダークレベルの変動を抑制した血液成分の測定が行える。

【 0 1 0 4 】

また、第3実施形態のパルスオキシメータ 1C では、同一位相、すなわち各測定パターン $PT1 \sim PT3$ それぞれにおいて計測されたダークレベルを外挿して求めても良いが、例えばダークレベルの変化量を他の測定パターンから求めてやるとダークレベルの算出精度を向上できる。

【 0 1 0 5 】

すなわち、図10(c)に示す測定パターン $PT3$ での $IR(3, AC)$ 測定時に対応するダーク

50

クレベルを算出する場合には、次の式(11)のように同一の測定パターンPT3における2つのダークレベルを外挿して求めても良いし、また次の式(12)のように他の位相、例えば測定パターンPT1で計測されたダークレベルを利用しても良い。いずれによってもダークレベル算出の変動を抑制した血液成分の測定が行える。

【0106】

【数8】

$$\text{Dark} = \text{IR.Dark}(3, \text{AC}) - \frac{\text{R.Dark}(3, \text{AC}) - \text{IR.Dark}(3, \text{AC})}{2} \text{-----} (11)$$

10

$$\text{Dark} = \text{IR.Dark}(3, \text{AC}) - \frac{\text{R.Dark}(1, \text{AC}) - \text{IR.Dark}(1, \text{AC})}{2} \text{-----} (12)$$

【0107】

<第6実施形態>

本発明の第6実施形態のパルスオキシメータ1Fの構成は、第2実施形態のパルスオキシメータ1Bと類似しているが、基準電圧発生器が削除されて後述の保持回路群29が付加されている点が主に異なっている。

【0108】

20

図15は、パルスオキシメータ1Fの計測回路の構成を示す図である。

【0109】

パルスオキシメータ1Fは、第2実施形態のパルスオキシメータ1Bに対して、電圧保持部29とアナログスイッチ232、233とが付加されている。

【0110】

電圧保持部29は、8つのサンプル&ホールド回路291~298を備えており、各サンプル&ホールド回路291~298は入力電圧を保持することができる。

【0111】

また、アナログスイッチ232、233は、サンプル&ホールド回路291~294と、サンプル&ホールド回路295~298とで保持される各測定値を制御回路28に送るタイミングをはかるためのスイッチである。

30

【0112】

図16は、パルスオキシメータ1Fの動作を説明するための図である。

【0113】

パルスオキシメータ1Fでは、赤色と赤外色とからなる発光素子31を、交互にパルス発光させ生体の透過光量を時分割的に測定する。

【0114】

ここで、透過光量(DC)測定においては、光検出素子32にて検出された信号が、電流-電圧変換回路21、可変増幅回路22を経てA/D変換回路272でデジタル信号に変換されて、制御回路28に入力される。この透過光量の測定タイミングを図17(a)に示す。ここでも、R、R.Dark、IR、IR.Darkの測定が順に行われる。なお、この測定間隔については、商用周波数の周期性ノイズを除去するためには、商用周波数の周期の整数倍に測定間隔を設定するのが好ましい。

40

【0115】

一方、脈波成分(AC)測定については、上記の各実施形態では制御回路28で演算して時間差分値を求めたが、本実施形態のパルスオキシメータ1Fでは、電圧保持部29を用いてアナログ演算により求めることとする。

【0116】

すなわち、R、R.Dark、IR、IR.Darkの各測定値を2組のサンプル&ホールド回路で保持し、差分時間 t だけ離れた各測定時点の電圧値 V_2 をアナログスイッチ232、2

50

33にて交互に切替えて、減算回路25で脈波成分の時間差分値を生成する。

【0117】

例えば、Rの測定では、サンプル&ホールド回路291およびサンプル&ホールド回路295に交互に電圧V2の値がホールドされる。これにより、今回のR測定時における電圧値と、前回のR測定時における電圧値が保持されることとなる。また、他の測定値(IR、R.Dark、IR.Dark)についても同様である。

【0118】

そして、今回の測定時に保持された電圧値(例えばR)と、前回の測定時に保持された電圧値(例えばR')は、アナログスイッチ232、233でタイミングを計って減算回路25に入力される。減算回路25からの出力は、可変増幅回路26にて適切な電圧レベルに増幅された後、A/D変換回路271によってデジタル信号に変換され、脈波成分に関する時間差分値の信号(例えばR)が制御回路28に入力される(図16(b)参照)。すなわち、時間差分値(R、R.Dark、IR、IR.Dark)が、次の式(13)~式(16)のようにアナログ演算される。

【0119】

【数9】

$$\Delta R_{AC}(t) = V_3(R) = R_{AC}(t) - R_{AC}(t - \Delta t) \text{ ----- (13)}$$

$$\Delta R_{.DarkAC}(t) = V_3(R_{.Dark}) = R_{.DarkAC}(t) - R_{.DarkAC}(t - \Delta t) \text{ --- (14)}$$

$$\Delta IR_{AC}(t) = V_3(IR) = IR_{AC}(t) - IR_{AC}(t - \Delta t) \text{ ----- (15)}$$

$$\Delta IR_{.DarkAC}(t) = V_3(IR_{.Dark}) = IR_{.DarkAC}(t) - IR_{.DarkAC}(t - \Delta t) \text{ --- (16)}$$

【0120】

この時間差分値に関する測定タイミングを図17(b)に示し、透過光量の測定タイミングを図17(a)に示す。

【0121】

なお、2組のサンプル&ホールド回路を交互に切替えるため、減算回路25の出力である差分電圧の符号の正負が順に切替わることとなるが、正負が逆転する場合には、制御回路28で符号の再反転演算を実行することによって調整することとする。

【0122】

パルスオキシメータ1Fでは、第4実施形態と同様に、脈拍数の情報を利用して、血中酸素飽和度を測定におけるS/N比の向上を図ることができるが、この動作を以下で説明する。

【0123】

図18(a)のように、微小な時間間隔に関する脈波成分の時間差分値を用いて、そのままp値を計算したのでは上述したようにS/Nが悪くなる。そこで、測定される脈波成分の時間差分値を、図18(b)に示すように、例えば時間7tに相当する予め定められた時間ta分加算することとする。よって、p値の計算については、次の式(17)のように表せる。なお、この計算については、制御回路28で行われる。

【0124】

【数10】

$$p = \frac{\frac{\sum V_3(R) - \sum V_3(\text{Dark})}{V_2(R) - V_2(\text{Dark})}}{\frac{\sum V_3(IR) - \sum V_3(\text{Dark})}{V_2(IR) - V_2(\text{Dark})}} = \frac{\frac{\sum \Delta R(AC) - \sum \Delta \text{Dark}(AC)}{V_2(R) - V_2(\text{Dark})}}{\frac{\sum \Delta IR(AC) - \sum \Delta \text{Dark}(AC)}{V_2(IR) - V_2(\text{Dark})}} \quad \text{----(17)}$$

【 0 1 2 5 】

ただし、 t は、図 18 (a) に示す t の時間に測定される各時間差分値を加算することを意味する。

【 0 1 2 6 】

図 18 (b) に示す時間 t_a は、第 4 実施形態と同様に、被験者の脈拍数の情報に基づき、適切な差分時間に設定する。具体的には、脈波波形に関する振幅のほぼ半分に相当する変化が脈波成分に生じるような時間を、差分時間 t と設定するのが好ましい。

【 0 1 2 7 】

なお、透過光量および脈波成分の時間差分値は、R、IR を交互に測定するため、R、IR の測定データでは、測定時点がずれている。そのため、これらの同一時点とみなす測定値は、その時点の前後の測定値を制御回路 28 で補間することにより求める。

【 0 1 2 8 】

以上のパルスオキシメータ 1F の動作により、第 4 実施形態と同様に、脈拍数に応じて適切な差分時間を設定するため、時間差分値における S/N 比が向上し、酸素飽和度を精度良く測定できる。また、アナログ回路(電圧保持部 29 他)で時間差分値を算出するため、デジタル回路(制御回路 28)で演算するより、量子化誤差などを抑制でき、より精度の良い酸素飽和度の測定が可能となる。

【 0 1 2 9 】

なお、パルスオキシメータ 1F についても、各計測値を商用周波数の周期でサンプリングすれば、商用周波数に関する周期性ノイズなどの影響を除去できることとなる。

【 0 1 3 0 】

また、第 3 実施形態のように、測定データ点数を 3 倍に増やすには、サンプル & ホールド回路が 3 倍必要となる。この場合には、回路的には複雑になるが、データ点数が増加するので、酸素飽和度の測定精度が向上することとなる。

【 0 1 3 1 】

< 変形例 >

上記の第 3 実施形態については、図 19 に示すように、R、IR の実測信号測定の両隣(近傍)にダークレベル測定のタイミングを設定しても良い。図 20 は、図 19 (a)、(b)、(c) に示す 3 つの測定パターンを 1 の時間軸にまとめたものである。

【 0 1 3 2 】

この測定パターンにおける実測信号(R、IR)のダーク補正については、両隣の Dark、Dark' タイミングで測定される 2 のダークレベルの平均値を用いる。

【 0 1 3 3 】

また、各測定パターンの周期 T については、第 3 実施形態のように商用周波数の周期に設定しても良いし、第 5 実施形態のように商用周波数の周期の 1/8 や 1/4、1/2 に設定しても良い。

【 0 1 3 4 】

以上のような測定パターンにおいても、脈波成分の差分時間を商用周波数の周期の整数倍に設定すれば、商用周波数および蛍光灯のノイズなどをキャンセルできる。

【 0 1 3 5 】

上記の第 2 実施形態の回路(図 8)についても、第 3 ないし第 5 実施形態で説明した測定

10

20

30

40

50

方法が適用可能である。

【0136】

上記の第1ないし第6実施形態における各測定タイミングの間隔T_O、T_Qについては、商用周波数の周期を1倍した時間の間隔であるのは必須でなく、商用周波数の周期を2以上の整数倍した時間の間隔でも良い。この場合にも、商用周波数に関する周期性ノイズなどを除去できることとなる。

【0137】

上述した具体的実施形態には、以下の構成を有する発明が含まれている。

【0138】

(1) 光量検出手段は、異なる2波長の光を交互に前記生体に照射する手段を有することを特徴とする血液成分測定装置。これにより、測定精度を向上できる。 10

【0139】

(2) 複数の計測パターンそれぞれは、光量計測値および光量計測値を補正するためのダーク計測値の計測と、脈波計測値および脈波計測値を補正するためのダーク計測値との計測とを有するパターンであることを特徴とする血液成分測定装置。これにより、測定データ点数を適切に増加できる。

【0140】

(3) 複数の計測パターンそれぞれは、光量計測値と光量計測値を補正するためのダーク計測値との計測からなるパターンと、脈波計測値と脈波計測値を補正するためのダーク計測値との計測とからなるパターンとの組み合わせであることを特徴とする血液成分測定装置。これにより、測定データ点数を適切に増加できる。 20

【0141】

(4) 複数の計測パターンそれぞれは、光量計測値の計測からなるパターンと、光量計測値を補正するためのダーク計測値の計測からなるパターンと、脈波計測値の計測からなるパターンと、脈波計測値を補正するためのダーク計測値の計測とからなるパターンとの組合せであることを特徴とする血液成分測定装置。

【0142】

これにより、測定データ点数を適切に増加できる。

【0143】

(5) ダーク計測値に基づき光量計測値を補正し、補正後の光量計測値を生成する手段と、ダーク計測値に基づき前記脈波計測値を補正し、補正後の脈波計測値を生成する手段と、2波長の光を異なる照射タイミングで照射して検出された補正後の光量計測値と補正後の脈波計測値とを、前後の照射タイミングに係る補正後の計測値で補間して、2波長の光を同一の照射タイミングで照射して検出されたと擬制される補正後の光量計測値と補正後の脈波計測値とを算出する手段とを備えることを特徴とする血液成分測定装置。これにより、測定精度を向上できる。 30

【0144】

(6) 光量検出手段は、異なる2波長の光を交互に生体に照射し、第1増幅率で増幅された光量計測値を検出する手段を有するとともに、ダーク検出手段は、発光手段を発光させずに、第2増幅率で増幅されたダーク計測値を検出する手段とを有し、第1増幅率と前記第2増幅率とは等しいことを特徴とする血液成分測定装置。これにより、透過光量計測値に対して正確なダーク補正ができる。 40

【0145】

(7) 脈波検出手段は、異なる2波長の光を交互に生体に照射し、第1の増幅率で増幅された脈波計測値を検出する手段を有するとともに、ダーク検出手段は、発光手段を発光させずに、第2増幅率で増幅されたダーク計測値を検出する手段とを有し、第1増幅率と前記第2増幅率とは等しいことを特徴とする血液成分測定装置。これにより、脈波計測値に対して正確なダーク補正ができる。

【0146】

(8) ダーク補正後の光量計測値とダーク補正後の脈波計測値の時間差分値に対してデジタ 50

ルフィルター処理を行う処理手段を備えることを特徴とする血液成分測定装置。これにより、ノイズの除去を簡易に行える。

【0147】

(9)複数の計測パターンに係る所定の位相差は、商用周波数の周期を整数倍した時間を、複数の測定パターンの数で除算した時間差であることを特徴とする血液成分測定装置。これにより、適切に複数の計測パターンを組み合わせることができる。

【0148】

【発明の効果】

以上説明したように、請求項1ないし請求項5の発明によれば、発光手段から所定の光を生体に照射し、光検出手段により生体を透過した光に関する光量計測値を検出する第1タイミン

10

【0149】

特に、請求項2の発明においては、第1タイミングと第2タイミングとを交互に繰り返す計測パターンについて、商用周波数に関して所定の位相差分それぞれシフトした複数の計測パターンを実行する。その結果、計測データ点数が増加するため、測定精度が向上できる。

【0150】

また、請求項3の発明においては、第1タイミングに対して商用周波数の周期を整数倍した時間ずれている第2タイミングで検出された前記ダーク計測値に基づき、当該第1タイ

20

【0151】

また、請求項4の発明においては、第1タイミング近傍の第2タイミングで検出されたダーク計測値に基づき、当該第1タイミングで検出された光量計測値および/または脈波計測値を補正するため、光量計測値と脈波計測値とに対して商用周波数の周期性ノイズなどを排除するダーク補正が可能となる。

【0152】

また、請求項5の発明においては、商用周波数の周期を整数倍した時間の間隔で検出された2の脈波計測値に係る時間差分値を演算する。その結果、時間差分値に関して商用周波数の周期性ノイズなどを排除できるため、血液成分の測定精度が向上する。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係るパルスオキシメータ1Aの要部構成を示す図である。

【図2】生体の吸光度を説明するための図である。

【図3】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸収スペクトルを示す図である。

【図4】脈波成分の時間差分値を説明するための図である。

【図5】パルスオキシメータ1Aの計測回路の構成を示す図である。

40

【図6】赤色光と赤外光とに関する測定結果の一例を示す図である。

【図7】パルスオキシメータ1Aでの測定タイミングを説明するための図である。

【図8】本発明の第2実施形態に係るパルスオキシメータ1Bの測定回路の構成を示す図である。

【図9】パルスオキシメータ1Bでの測定タイミングを説明するための図である。

【図10】本発明の第3実施形態に係るパルスオキシメータ1Cの動作を説明するための図である。

【図11】パルスオキシメータ1Cでの測定タイミングを説明するための図である。

【図12】本発明の第4実施形態に係るパルスオキシメータ1Dの動作を説明するための図である。

50

【図13】本発明の第5実施形態に係るパルスオキシメータ1Eの動作を説明するための図である。

【図14】パルスオキシメータ1Eでの測定タイミングを説明するための図である。

【図15】本発明の第6実施形態に係るパルスオキシメータ1Fの計測回路の構成を示す図である。

【図16】パルスオキシメータ1Fの動作を説明するための図である。

【図17】パルスオキシメータ1Fでの測定タイミングを説明するための図である。

【図18】パルスオキシメータ1Fにおける脈波成分の時間差分を説明するための図である。

【図19】本発明の変形例に係る測定タイミングを説明するための図である。

10

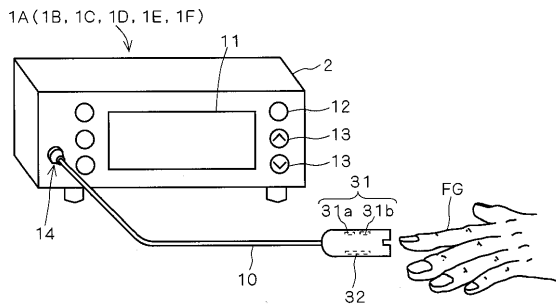
【図20】本発明の変形例に係る測定タイミングを説明するための図である。

【符号の説明】

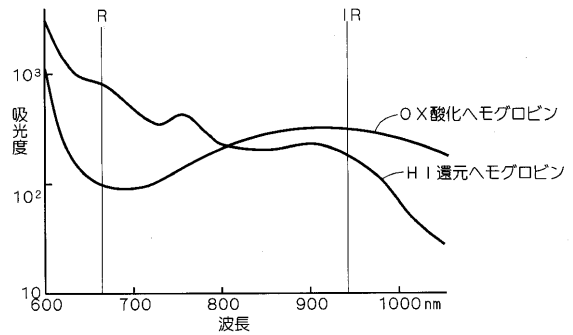
- 1 A、1 B、1 C、1 D、1 E、1 F パルスオキシメータ
- 3 プローブ
- 3 1 発光素子
- 3 2 光検出素子
- 2 2、2 6 可変増幅回路
- 2 4 基準電圧発生器
- 2 7、2 7 1、2 7 2 A/D変換回路
- 2 8 制御回路
- 2 9 1 ~ 2 9 8 サンプル&ホールド回路
- P T 1 ~ P T 3、P N 1 ~ P N 3 計測パターン

20

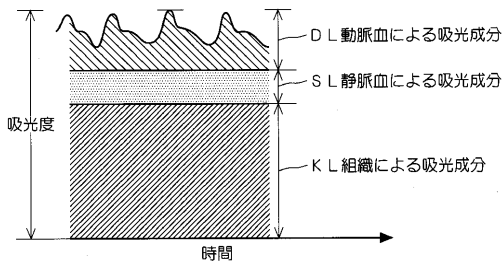
【図1】



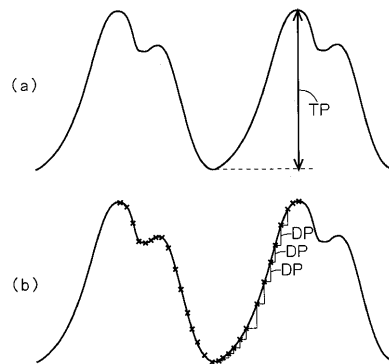
【図3】



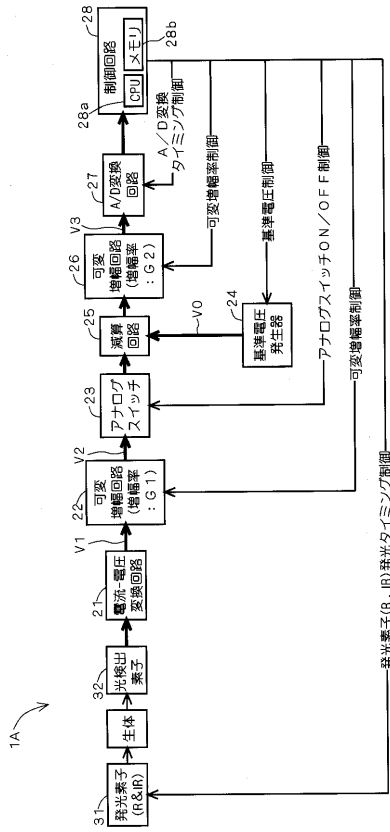
【図2】



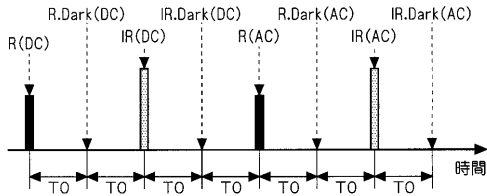
【図4】



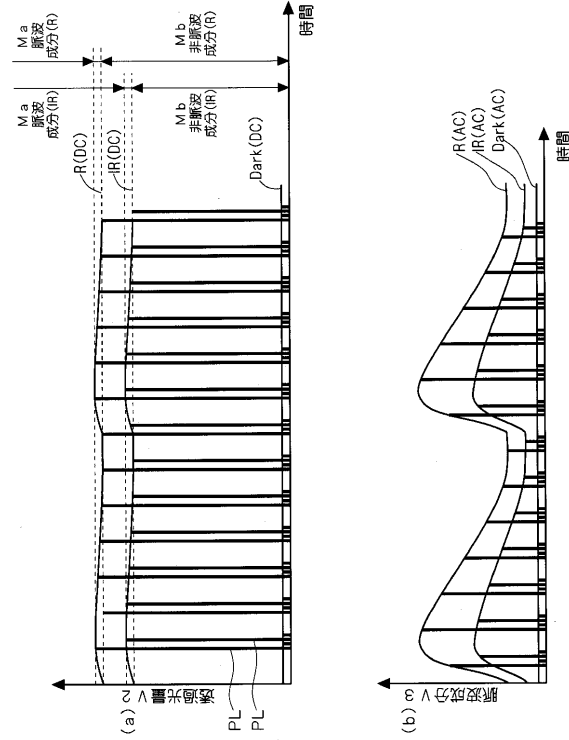
【 図 5 】



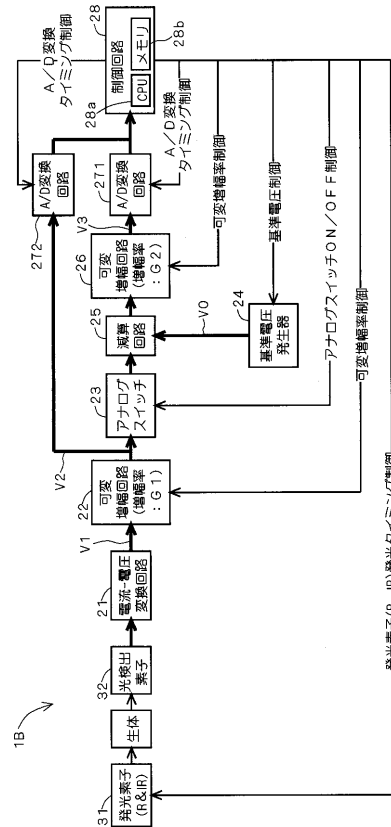
【 図 7 】



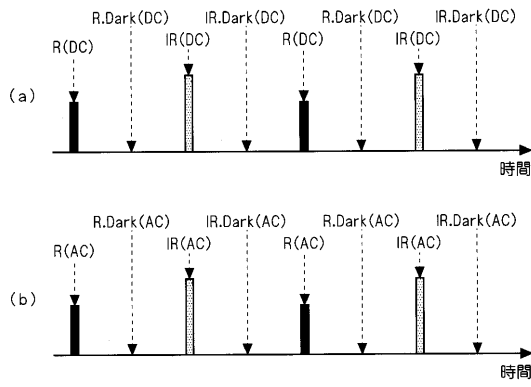
【 図 6 】



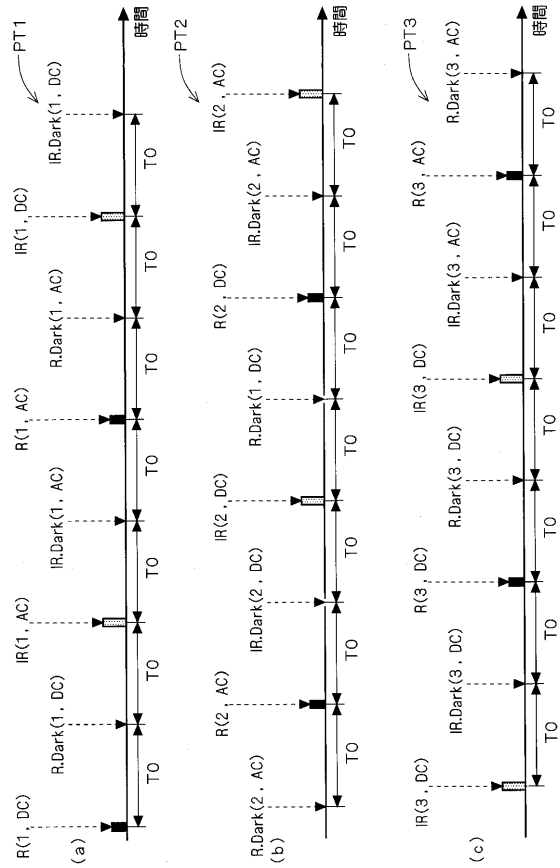
【 図 8 】



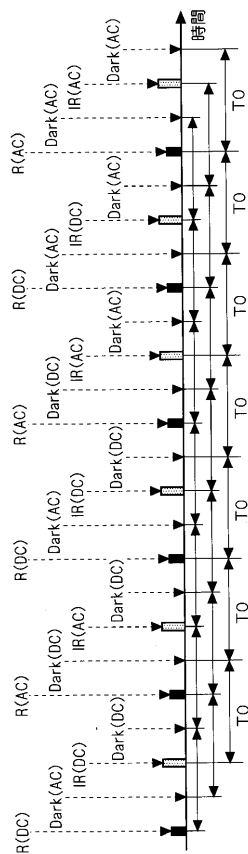
【 図 9 】



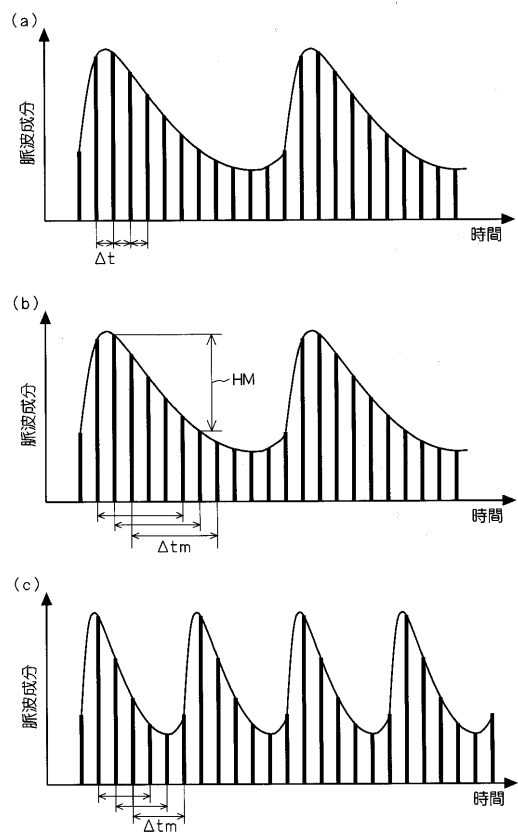
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

(72)発明者 鵜飼 晃宏

大阪府大阪市中央区安土町二丁目3番13号 大阪国際ビル ミノルタ株式会社内

審査官 上田 正樹

(56)参考文献 特開平07-222737(JP,A)

特開平09-103425(JP,A)

特表平08-502434(JP,A)

特表2002-511291(JP,A)

特開平10-201743(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/145

专利名称(译)	血液成分测定装置		
公开(公告)号	JP3709836B2	公开(公告)日	2005-10-26
申请号	JP2001354944	申请日	2001-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	美能达株式会社		
申请(专利权)人(译)	美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达公司		
[标]发明人	長井慶郎 山本信次 鵜飼晃宏		
发明人	長井 慶郎 山本 信次 鵜飼 晃宏		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/1495 A61B5/02416 A61B5/14551 A61B2560/0223		
FI分类号	A61B5/14.310 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX02		
审查员(译)	上田正树		
其他公开文献	JP2003153881A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种血液成分测量仪器，用于高精度地测量血液成分。解决方案：脉冲血氧计（血液成分测量仪）测量在用红光（R）和红外线（IR）周期性地照射活体后通过生物体传输获得的透射光量（DC），测量脉冲透射光量中的波分量（AC），并且当生物体没有按顺序依次照射光时间时测量暗水平。然后，基于测量值测量动脉血中的氧饱和度。在商业频率的时段 T_0 的时间间隔执行相应的测量。因此，在校正暗电平时消除商用频率等中的周期性噪声，从而以极好的精度测量血液成分。

$$p = \frac{\frac{\{V_3(R) - V_3(Dark)\}_{t+\Delta t} - \{V_3(R) - V_3(Dark)\}_t}{\{V_2(R) - V_2(Dark)\}_t}}{\frac{\{V_3(IR) - V_3(Dark)\}_{t+\Delta t} - \{V_3(IR) - V_3(Dark)\}_t}{\{V_2(IR) - V_2(Dark)\}_t}}$$