

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 303576

(P2002 - 303576A)

(43)公開日 平成14年10月18日(2002.10.18)

(51) Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
G 0 1 N 21/35		G 0 1 N 21/35	Z 2 G 0 4 5
A 6 1 B 5/145		33/72	A 2 G 0 5 9
G 0 1 N 33/72		33/84	Z 4 C 0 3 8
33/84		A 6 1 B 5/14	310

審査請求 有 請求項の数 40 L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 107298(P2001 - 107298)

(22)出願日 平成13年4月5日(2001.4.5)

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 高谷 節雄

東京都千代田区神田駿河台2 - 3 - 10 東京

医科歯科大学内

(74)代理人 100085361

弁理士 池田 治幸

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 酸素飽和度測定装置

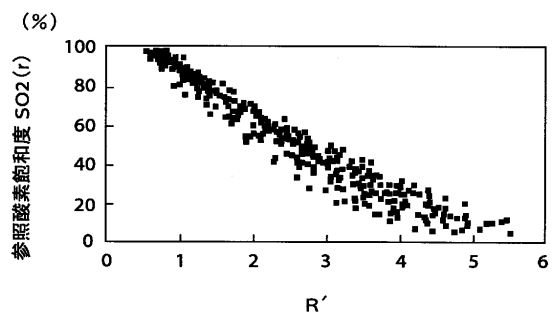
(57)【要約】

【目的】 測定精度の高い酸素飽和度測定装置を提供する。

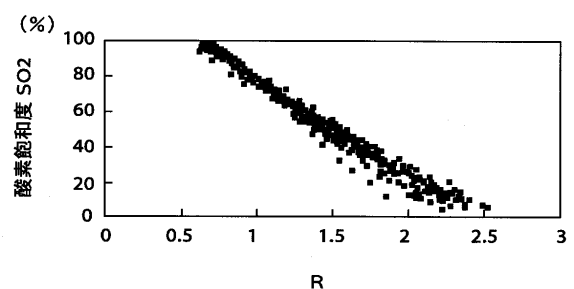
【解決手段】 酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する第1波長 1の照射光および酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化しない第2波長

2の照射光を生体組織へ向かってそれぞれ照射する第1発光素子と第2発光素子とを備え、第1波長 1の後方散乱光と第2波長 2の後方散乱光との強度比に基づいて、予め設定された一次式から酸素飽和度を決定する酸素飽和度測定装置において、第1波長 1を730nmとし、第2波長を830nmとする。このようにすると、第1波長 1の後方散乱光と第2波長 2の後方散乱光との強度比に対する酸素飽和度の線形性が向上するので、酸素飽和度の精度が向上する。

(a)



(b)



【特許請求の範囲】

【請求項1】 酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する第1波長の照射光および酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化しない第2波長の照射光を生体組織へ向かって照射する光源と、該第1波長の二次光および該第2波長の二次光をそれぞれ検出してそれら第1波長の二次光および第2波長の二次光をそれぞれ表す第1光信号および第2光信号を出力する光センサと、該第1光信号の強度と該第2光信号の強度との比と酸素飽和度との間の予め設定された一次式を用い、前記光センサから実際に出力された第1光信号および第2光信号の強度に基づいて生体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えた酸素飽和度測定装置において、

前記第1波長を720nmから740nmの間の波長とし、前記第2波長を800nmから840nmの間の波長としたことを特徴とする酸素飽和度測定装置。

【請求項2】 前記二次光とヘマトクリット値との予め設定された関係を用い、前記光センサから出力された前記第2光信号に基づいてヘマトクリット値を決定するヘマトクリット値決定手段をさらに備えたことを特徴とする請求項1記載の酸素飽和度測定装置。

【請求項3】 前記第2波長が805nmであることを特徴とする請求項2に記載の酸素飽和度測定装置。

【請求項4】 前記光源と、前記光センサと、該光センサから出力される第1光信号および第2光信号を増幅して出力する増幅器とが、測定部位に装着される測定子に一体的に構成されていることを特徴とする請求項1乃至3記載の酸素飽和度測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、全血の酸素飽和度を測定する酸素飽和度測定装置に関するものである。なお、全血とは、動脈血と静脈血とを合わせたものをいう。

【0002】

【従来の技術】酸素飽和度測定装置の一種に、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する第1波長の照射光と、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化しない第2波長の照射光とを生体組織に向かって表皮上から照射し、それら2つの波長1、2の二次光の強度比から、予め設定された関係に基づいて非観血的に酸素飽和度を測定する形式の酸素飽和度測定装置が知られている。ここで、上記二次光とは、生体組織内で散乱された後方散乱光または生体組織を通過した透過光を意味し、酸素飽和度測定装置には、二次光が後方散乱光すなわち反射光である反射型酸素飽和度測定装置と、二次光が透過光である透過型酸素飽和度測定装置とがある。

【0003】たとえば、特開昭63-92335号公報

に記載された反射型酸素飽和度測定装置がそれである。これによれば、虚血操作を行うことなく、連続的に生体の血中酸素飽和度測定を行うことができる。

【0004】ところで、上記従来の酸素飽和度測定装置では、たとえば、前記第1波長1として赤色光である660nm、前記第2波長2として赤外光である910nmが用いられ、また、それら第1波長1の二次光と第2波長2の二次光との強度比から酸素飽和度を決定するための予め設定された関係には、直線関係が用いられることが多い。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし、第1波長1として660nm、第2波長2として910nmの波長を用いる場合には、第1波長1の二次光と第2波長2の二次光との強度比と酸素飽和度との関係は、実際には非線形的である。また、前記直線関係は血液中に占める血球の容積の割合(%)であるヘマトクリット値にも依存するが、前記従来の酸素飽和度測定装置では、ヘマトクリット値はある一定の範囲であると仮定している。従って、前記従来の酸素飽和度測定装置によって測定される酸素飽和度は、測定精度が十分ではなかった。

【0006】本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、測定精度の高い酸素飽和度測定装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】かかる目的を達成するための本発明の要旨とするところは、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する第1波長の照射光および酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化しない第2波長の照射光を生体組織へ向かって照射する光源と、その第1波長の二次光およびその第2波長の二次光をそれぞれ検出してそれら第1波長の二次光および第2波長の二次光をそれぞれ表す第1光信号および第2光信号を出力する光センサと、その第1光信号の強度とその第2光信号の強度との比と酸素飽和度との間の予め設定された一次式を用い、前記光センサから実際に出力された第1光信号および第2光信号の強度に基づいて生体の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出手段とを備えた酸素飽和度測定装置において、前記第1波長を720nmから740nmの間の波長とし、前記第2波長を800nmから840nmの間の波長としたことにある。

【0008】

【発明の効果】このような波長の組み合わせによれば、第1光信号の強度と第2光信号の強度との比に対する酸素飽和度の関係の線形性が増すので、前記一次式より決定される酸素飽和度の精度が向上する。さらに、第1波長に720nmから740nmの間の波長を使用することから、ヘマトクリット値の変化が第1光信号に与える影響が減少するので、前記一次式により決定される酸素飽和度の精度が向上する。

【0009】

【発明の他の態様】ここで、好ましくは、前記酸素飽和度測定装置は、前記二次光とヘマトクリット値との予め設定された関係を用い、前記光センサから出力された前記第2光信号とに基づいてヘマトクリット値を決定するヘマトクリット値決定手段をさらに備えている。第2波長2は、酸素飽和度によって影響を受けにくい波長であるので、このように第2波長の二次光を表す第2光信号に基づいてヘマトクリット値を決定すれば、高精度なヘマトクリット値が決定できる。

【0010】また、好ましくは、前記第2波長が805nmである。805nmの波長の吸光係数は酸素飽和度の影響を全く受けないので、このようにすれば、ヘマトクリット値決定手段により決定されるヘマトクリット値の精度が最も良くなる。

【0011】また、好ましくは、前記光源と、前記光センサと、その光センサから出力される第1光信号および第2光信号を増幅して出力する増幅器とが、測定部位に装着される測定子に一体的に構成されている。このようにすれば、光センサと増幅器との距離が近くなるので、前記第1光信号および前記第2光信号に混入するノイズが減少する。

【0012】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の好適な実施の形態について図面を参照しつつ詳細に説明する。図1は、反射型プローブ10を備えた反射型オキシメータ12すなわち反射型酸素飽和度測定装置の構成を示している。

【0013】反射型プローブ10は、生体の体表面14であって末梢血管の密度が比較的高い部位（たとえば額や指）に装着されるものであって、測定子として機能する。反射型プローブ10には、基板16の一方の面に、体表面14に密着させられるセンサ部18が固設されている。また、基板16の他方の面には、内部のアンブ部36（図2）を外来ノイズから保護するアルミ製のケース20が固定されている。

【0014】図2は反射型プローブ10の体表面14側の平面図であり、図3は反射型プローブ10の断面図である。この反射型プローブ10は、比較的小型であって厚さdが10mm程度、長手方向長さlが21mm程度、幅方向長さwが12mm程度である。センサ部18には、比較的浅い有底円筒状の素子固定部材22を備えられ、その素子固定部材22の外周面はセンサケース24に覆われている。このセンサケース24は、素子固定部材22よりも軸方向長さが長くされている。素子固定部材22の底面の体表面14側には、光源として機能する第1発光素子26a、第2発光素子26b、第3発光素子26c（以下、特に区別しないときは単に発光素子26という）と、光センサとして機能する受光素子28とが設けられている。上記発光素子26はLED等から成り、上記受光

素子28はホトダイオード或いはホトトタンジスタ等から成る。上記第1発光素子26a、第2発光素子26b、第3発光素子26cは、基板16の幅方向に平行な一直線上に設けられ、基板16の長手方向における発光素子26a、26b、26cと受光素子28との距離SDは、物理的に可能な範囲でできるだけ短くできる距離として、本実施例では1.8mmに設定されている。また、素子固定部材22には、その底面から基板16側へ導通性の足部30が複数本突き出しており、前記発光素子26および受光素子28は、所定の足部30と導線32により接続させられている。

【0015】遮光壁34は、発光素子26から発光された光が直接受光素子28に受光されるのを遮るためのものであって、素子固定部材22の底面から、体表面14側にセンサケース24の軸方向と平行に延び、先端がセンサケース24の開口面と一致させられている。また、センサケース24の開口面と素子固定部材22の底面との間は、発光素子26および受光素子28を保護するために透明樹脂が充填され、素子固定部材22の底面と基板16との間にも樹脂が充填されている。

【0016】上記第1発光素子26aは第1波長1として730nmの波長の光を発光し、上記第2発光素子26bは第2波長2として830nmの波長の光を発光し、上記第3発光素子26cは第3波長3として660nmの波長の光を発光する。図4は、光の波長と、酸素化ヘモグロビンおよび無酸素化ヘモグロビンの吸光係数との関係を示す図であり、一点鎖線は酸素化ヘモグロビンの吸光係数を示し、実線は無酸素化ヘモグロビンの吸光係数を示している。図4に示すように、第1波長1は、酸素化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンとの吸光係数差が比較的大きく、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する波長である。第2波長2は、酸素化ヘモグロビンの吸光係数と無酸素化ヘモグロビンの吸光係数とが略同じであり、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化しない波長である。第3波長3は、第1波長1よりも前記吸光係数差が大きい波長であり、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する波長として従来から用いられている波長である。この第3波長3は、上記第1波長1として730nmの波長を用いたことによる効果を確認するための参照用の波長である。

【0017】図4に示すように、第1波長1と第3波長3とでは、酸素化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンとの吸光係数差は、第3波長3の方が大きく、第3波長3の吸光係数差は第1波長1の吸光係数差の約2倍である。従って、酸素飽和度S_{O2}に対する感度は、第3波長3の方がよい。しかし、第3波長3は、ヘマトクリット値Hctに対する感度も第1波長1よりも良いため、第3波長3を用いる場合には、ヘマトクリット値Hctの変動によって酸素飽和度S_{O2}が変動してしまう。一方、第1波長1は、第3波長3よりも酸素飽和度S_{O2}に対

する感度が悪いが、ヘマトクリット値Hctに対する感度も悪いため、第1波長 1を用いる場合には、酸素飽和度S02はヘマトクリット値Hctの影響を受けにくい。

【0018】反射型プローブ10の基板16には、図3に示すように、前記ケース20によって保護される側の面にアンプ部36が設けられている。アンプ部36は、オペアンプすなわち増幅器38、複数のチップ抵抗R、および複数のチップコンデンサCから成る。

【0019】図5は、基板16のアンプ部36側の配線パターンを示す図である。図5に示すように、基板16のアンプ部36側には、配線パターンの所定の位置に、第1チップ抵抗R1、第2チップ抵抗R2、第3チップ抵抗R3、第1チップコンデンサC1、第2チップコンデンサC2、第3チップコンデンサC3が固定されている。そして、図2にも示すように、それらチップ抵抗RおよびチップコンデンサCの上部にオペアンプ38が配置されている。また、配線パターンの左端の出力部(OUT)40、正電位部(V+)42、接地電位部(GND)44、負電位部(V-)46には、シールド線48の所定の芯線またはシールド線がそれぞれ接続されている。

【0020】図6は基板16のセンサ部18側の配線パターンを示す図である。図6において、配線パターンの左端に設けられた接続部50a乃至50eは、図6では図示していない前述のシールド線48の所定の芯線が接続される部分である。これら接続部50a乃至50eは、配線パターンの他端において素子固定部材22の所定の足部30と導通させられる。これにより、接続部50aは第1発光素子26aの陰極と接続され、接続部50bは第2発光素子26bの陰極と接続され、接続部50cは第3発光素子26cの陽極と接続され、接続部50dは第1発光素子26aおよび第2発光素子26bの陽極と接続され、接続部50eは第3発光素子26cの陰極と接続されている。また、基板16のセンサ部18側の面の略中央には、シールド導体52が固定されている。このシールド導体52は、アンプ部36を覆うアルミ製のケース20と同様に、外来ノイズを遮蔽するものである。なお、図7に反射型プローブ10の回路図を示す。

【0021】図1に戻って、反射型プローブ10の発光素子26は、駆動回路54からの信号に従って、たとえば数百Hz乃至数千Hz程度の比較的高い周波数で一定時間ずつ順に発光させられる。そのように発光素子26が発光させられると、受光素子28には、第1波長 1、第2波長 2、および第3波長 3の後方散乱光が順次受光される。受光素子28に受光されたそれらの後方散乱光は、反射型プローブ10内に備えられたアンプ部38において増幅された後、それら第1波長 1、第2波長 2、および第3波長 3の後方散乱光を表す第1光信号SV1、第2光信号SV2、および第3光信号SV3がローパスフィルタ56へ出力される。ローパスフィルタ56は、入力された光信号SVから脈波の周波数よりも高い周波数を

有するノイズを除去し、そのノイズが除去された光信号SVをデマルチプレクサ58へ出力する。

【0022】デマルチプレクサ58は、後述の切換信号SCにより発光素子26の発光に同期して切り替えられることにより、第1光信号SV1をサンプルホールド回路60およびA/D変換器62を介して演算制御装置64内のI/Oポート66へ逐次供給し、第2光信号SV2をサンプルホールド回路68およびA/D変換器70を介して上記I/Oポート66へ逐次供給し、第3光信号SV3をサンプルホールド回路72およびA/D変換器74を介して上記I/Oポート66へ逐次供給する。上記サンプルホールド回路60、68、72は、入力された光信号SV1、SV2、SV3をA/D変換器62、70、74へ逐次供給する際に、前回出力した光信号SV1、SV2、SV3についてのA/D変換器62、70、74における変換動作が終了するまで次に出力する各光信号SV1、SV2、SV3をそれぞれ保持するためのものである。

【0023】上記I/Oポート66は、データバスラインを介してCPU76、ROM78、RAM80、表示器82とそれぞれ接続されている。CPU76は、RAM80の記憶機能を利用しつつROM78に予め記憶されたプログラムに従って測定動作を実行し、I/Oポート66から駆動回路54へ指令信号SLDを出力して第1発光素子26a、第2発光素子26b、第3発光素子26cを数百Hz乃至数千Hz程度の比較的高い周波数で一定時間ずつ順に発光させる一方、それら第1発光素子26a、第2発光素子26b、第3発光素子26cの発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ58を切り替えることにより、第1光信号SV1をサンプルホールド回路60へ、第2光信号SV2をサンプルホールド回路68へ、第3光信号SV3をサンプルホールド回路72へそれぞれ振り分ける。また、CPU76は、予めROM78に記憶されたプログラムに従って第1光信号SV1、第2光信号SV2、第3光信号SV3がそれぞれ表す反射光強度に基づいて末梢血管を流れる血液中の酸素飽和度S02および末梢血管を流れる血液のヘマトクリット値Hctを決定し、その決定した酸素飽和度S02およびヘマトクリット値Hctを表示器82に表示させる。

【0024】図8は、上記演算制御装置64の制御動作の要部を説明するフローチャートである。まずステップ(以下、ステップを省略する)S1では、第1波長 1の反射光を表す第1光信号SV1、第2波長 2の反射光を表す第2光信号SV2、第3波長 3の反射光を表す第3光信号SV3が読み込まれる。

【0025】続くS2では、上記S1で読み込まれた第1光信号SV1が表す第1波長 1の反射光量 I_1 に対する第2光信号SV2が表す第2波長 2の反射光量 I_2 の反射光強度比 $R(=I_2/I_1)$ が算出される。続いて、酸素飽和度算出手段に相当するS3において、上記S2で算出された反射強度比Rが式1に代入されて酸素飽和度S02が算出され

る。

(式1) S02 = A + B x R

ここで、上記A, Bは定数であり、血液を使用した実験に基づいて予め決定されている。

【0026】続くS4では、上記S1で読み込まれた第3光信号SV3が表す第3波長 3の反射光量I3に対する第2光信号SV2が表す第2波長 2の反射光量I2の比R' (= I2/I3、以下この比R'を参照反射光強度比という)が算出される。続くS5では、上記S4で算出された参照反射光強度比R'が式2に代入されて参照酸素飽和度S02(r)が算出される。この参照酸素飽和度S02(r)は、酸素飽和度によってヘモグロビンの吸光係数が変化する波長として従来から用いられている第3波長 3を用いたものであり、第1波長 1を用いて算出された酸素飽和度S02と比較するために算出されるものである。なお、式2においてA, Bは定数であり、式1と同じ値が用いられる。

(式2) S02(r) = A + B x R'

【0027】続くS6では、前記S1で読み込まれた第2光信号SV2を正規化した正規化強度NIが算出される。この正規化強度NIは、ミルクまたはイントラリビッドのような白色のものの反射光を計測することによって予め設定された値を基準として算出される。

【0028】続くヘマトクリット値決定手段に相当するS7では、上記S6で算出された正規化強度NIから、図9に示す曲線C1に基づいてヘマトクリット値Hctが決定される。図9には、ヘマトクリット値Hctと正規化強度NIとの関係に関して、C1からC7までの7本の曲線が示されている。これら7本の曲線は、発光素子26a、26b、26cと受光素子28との距離SDがそれぞれ異なっている場合におけるヘマトクリット値Hctと正規化強度NIとの関係であり、曲線C1が最も距離SDが短く、SD=1.8mmであり、曲線C2,C3...と順に距離SDが大きくなり、曲線C7が最も距離SDが大きく、SD=2.4mmである。本実施例の*

(表1)

	反射光強度 R	参照反射光強度比 R'
RMS値	4.24%	6.43%

(実験のデータ数 nは、いずれも n = 365)

【0032】上述のように、本実施例の波長の組み合わせによれば、反射強度比Rに対する酸素飽和度S02の関係の線形性が増し、式1より決定される酸素飽和度S02の精度が向上する。さらに、第1波長 1に730nmを使用することから、ヘマトクリット値Hctの変化が第1光信号I1に与える影響が減少するので、式1により決定される酸素飽和度S02はヘマトクリット値Hctに関わらずその精度が向上する。

【0033】また、本実施例によれば、第2波長 2の

*反射型プローブ10は、上記距離SDが1.8mmであることから、曲線C1の係数を用いるのである。本実施例の反射型プローブ10において、上記距離SDを1.8mmとしたのは、以下の理由による。図9の7本の曲線を比較すると、ヘマトクリット値Hctが6%以上の領域において、曲線C1が最も線形性が高い。従って、精度よくヘマトクリット値Hctを決定するためには、上記距離SDをできるだけ短くすることが好ましい。そこで、反射型プローブ10では上記距離SDを1.8mmとしたのである。

【0029】続くS8では、前記S3で算出された酸素飽和度S02、前記S5で算出された参照酸素飽和度S02(r)、および上記S7で決定されたヘマトクリット値Hctが、表示器82に表示される。このS8が実行されると、続いて前記S1以下が繰り返し実行されることにより、連続的に酸素飽和度S02、ヘマトクリット値Hctが測定できる。

【0030】図10は、前記反射光強度比Rまたは参照反射光強度比R'と、観血的手法により測定した酸素飽和度との関係を示す図である。図10に示すように、反射強度比Rの方が、一本の直線で近似しやすい分布をしていることが分かる。

【0031】表1は、図10の関係を一次式で近似した場合における、その一次式の傾きの二乗平均の平方根すなわちRMS値を示す。RMS値が小さいほど、反射光強度比Rまたは参照反射光強度比R'と観血的手法により測定した酸素飽和度との関係が一次式でよく近似できることを示している。また、観血的手法により測定される酸素飽和度は信頼性が高いので、RMS値が小さいほど式1または式2から算出される酸素飽和度S02または参照酸素飽和度S02(r)の信頼性が高いことになる。従って、表1から、反射光強度比Rから算出された酸素飽和度S02の方が、参照反射光強度比R'から算出された参照反射光強度比S02(r)よりも信頼性が高いことが分かる。

反射光を表す第2光信号SV2に基づいてヘマトクリット値Hctが決定されるので、高精度なヘマトクリット値Hctが決定できる。

【0034】また、本実施例によれば、発光素子26と、受光素子28と、その受光素子28から出力される信号を増幅するオペアンプ38とが、生体に装着される反射型プローブ10に一体的に構成されていることから、受光素子28とオペアンプ38との距離が近くなるので、光信号SV1,SV2,SV3に混入するノイズが減少す

る。

【0035】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【0036】たとえば、前述の実施例では、第1発光素子26aは730nmの波長を発光する素子であった。すなわち、第1波長1として730nmが用いられていたが、第1波長1は、720nmから740nmの間の波長であればよい。その理由は以下の通りである。すなわち、前述の実施例では、第1発光素子26aが発光する光は730nmの波長の光であると説明したが、LED等の一般的な光源が発光する光の波長は一定の幅を有している。従って、第1発光素子26aは、より正確にいえば、730nmの波長を中心とする一定の波長幅を有する光を発光する。そして、その半値幅の範囲(発光強度が約半分に落ちる範囲)が720nmから740nmである。この半値幅の範囲であれば、730nmの波長の誤差範囲内であると考えられることから、720nmから740nmの間の波長であればよいのである。

【0037】また、前述の実施例では、第2発光素子26bは830nmの波長を発光する素子であった。すなわち、第2波長2として830nmが用いられていたが、第2波長2として805nmが用いられてもよい。図4に示すように、805nmは、酸素化ヘモグロビンと無酸素化ヘモグロビンの吸光係数が等しい波長であることから、第2波長2に805nmを用いると前記S7において決定されるヘマトクリット値Hctの精度が最も良くなる。なお、805nmの波長の光を発光する発光素子では、半値幅が800nmから820nmとなることから、前段落と同様の理由により、第2発光素子に800nmから820nmの波長の光を発光する素子を用いても、805nmの波長の光を発光する素子を用いたものと略同様の効果が得られる。

【0038】また、前述の実施例の反射型オキシメータ12は実験用であり、第3波長3の光に基づいて参照酸素飽和度S02(r)を決定するために、第3発光素子26c、サンプルホールド回路72、A/D変換器74等が設けられていたが、実際に患者の酸素飽和度S02を測定する装置には第3発光素子26c、サンプルホールド回路72、A/D変換器74等は不要である。

【0039】また、前述の実施例では、反射型のプロー*

*ブ10が用いられていたが、反射型プローブ10に代えて透過型のプローブが用いられても良い。透過型プローブが用いられる場合には、前述の反射光強度Iに代えて透過光の強度に基づいて酸素飽和度S02やヘマトクリット値Hctを算出する。

【0040】以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、これはあくまでも一実施形態であり、本発明は当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】反射型プローブを備えた反射型オキシメータの構成を示す図である。

【図2】図1の反射型プローブの体表面側の平面図である。

【図3】図1の反射型プローブの断面図である。

【図4】光の波長と、酸素化ヘモグロビンおよび無酸素化ヘモグロビンの吸光係数との関係を示す図である。

【図5】基板のアンブ部側の配線パターンを示す図である。

【図6】基板のセンサ部側の配線パターンを示す図である。

【図7】反射型プローブの回路図である。

【図8】図1の演算制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

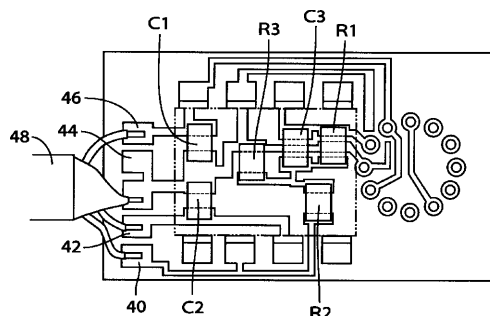
【図9】ヘマトクリット値Hctと正規化強度NIとの関係を示す図である。

【図10】反射光強度比Rまたは参照反射光強度比R'と、観血的手法により測定した酸素飽和度との関係を示す図である。

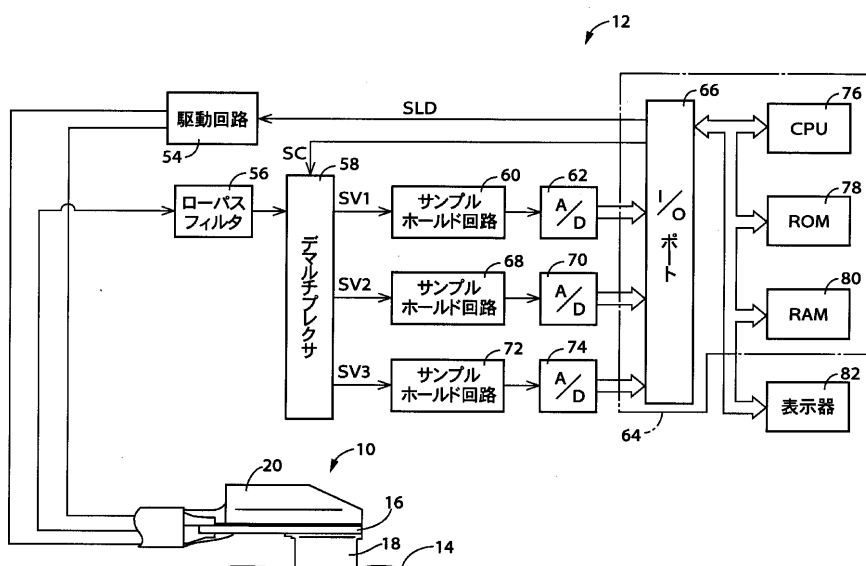
【符号の説明】

- 10：反射型プローブ(測定子)
- 12：反射型オキシメータ(酸素飽和度測定装置)
- 26：発光素子(光源)
- 28：受光素子(光センサ)
- 38：オペアンプ(増幅器)
- S3：酸素飽和度算出手段
- S7：ヘマトクリット値決定手段

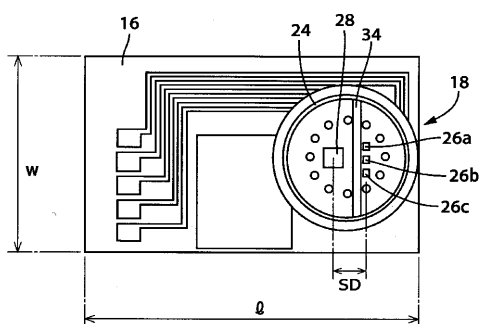
【図5】



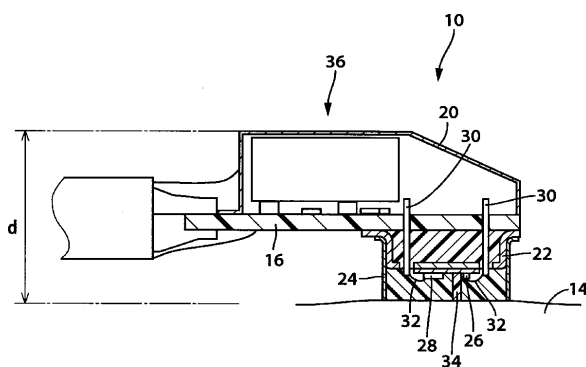
【図1】



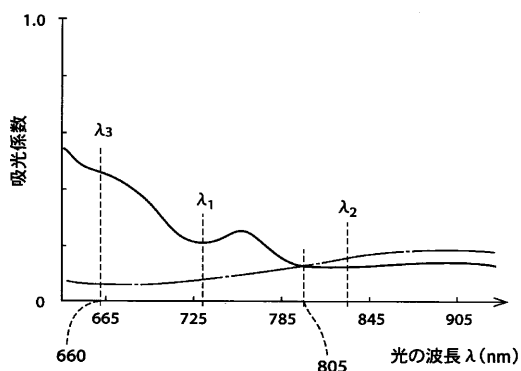
【図2】



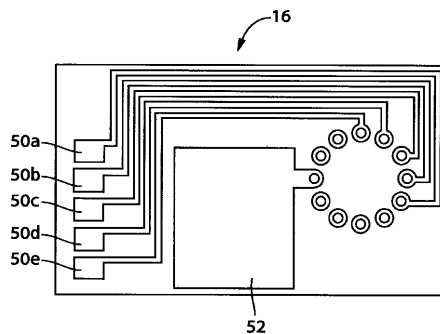
【図3】



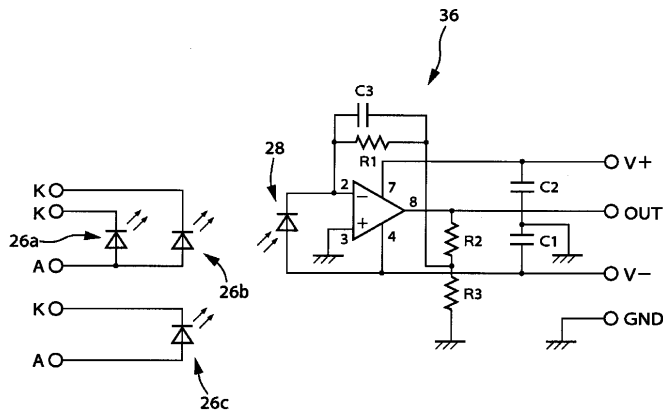
【図4】



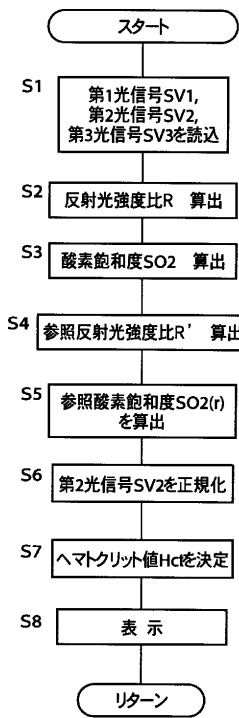
【図6】



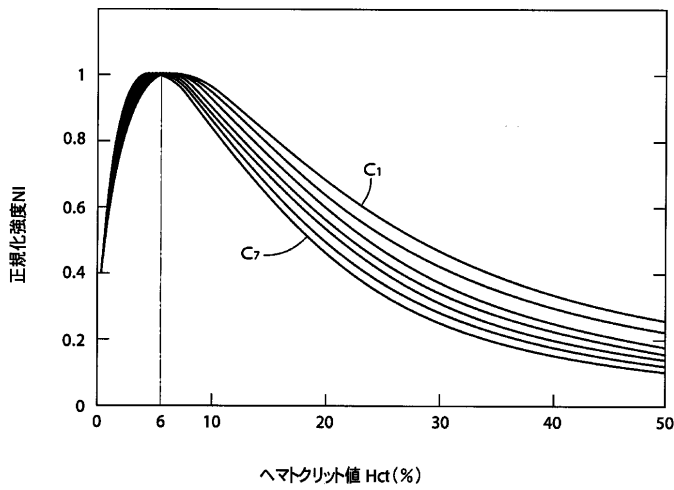
【図7】



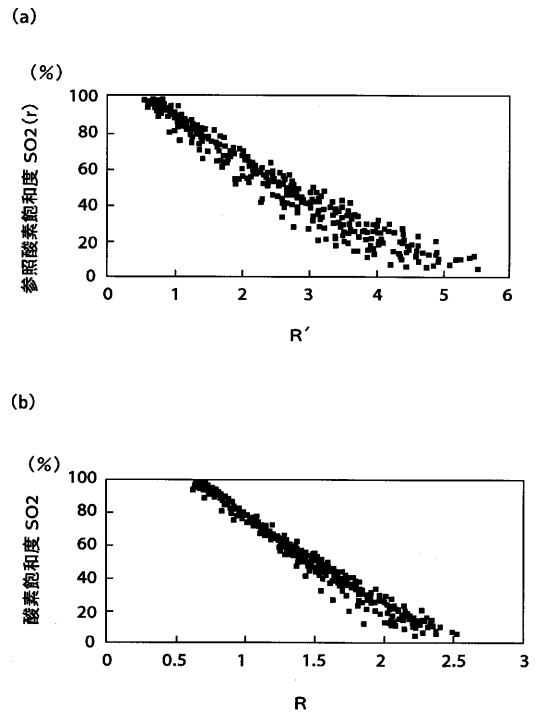
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G045 AA13 CA25 CA26 DB30 FA25
FA29 GC10 JA01
2G059 AA01 AA05 BB12 BB13 CC16
CC18 EE02 EE11 FF08 GG02
GG03 HH01 HH06 KK01 LL04
MM01 MM03 MM05 MM09 MM10
MM11 NN01 NN09 PP04
4C038 KK00 KK01 KL05 KL07 KM01
KY01 KY03 KY04

专利名称(译)	氧饱和度测量装置		
公开(公告)号	JP2002303576A	公开(公告)日	2002-10-18
申请号	JP2001107298	申请日	2001-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	日本柯林股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	日本科林有限公司		
[标]发明人	高谷 節雄		
发明人	高谷 節雄		
IPC分类号	G01N33/72 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35 G01N21/3577 G01N21/359 G01N33/84		
CPC分类号	A61B5/14535 A61B5/1455 A61B5/14552		
FI分类号	G01N21/35.Z G01N33/72.A G01N33/84.Z A61B5/14.310 A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455 G01N21/35.104 G01N21/35.107 G01N21/3577 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G045/AA13 2G045/CA25 2G045/CA26 2G045/DB30 2G045/FA25 2G045/FA29 2G045/GC10 2G045/JA01 2G059/AA01 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/BB13 2G059/CC16 2G059/CC18 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/FF08 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/HH01 2G059/HH06 2G059/KK01 2G059/LL04 2G059/MM01 2G059/MM03 2G059/MM05 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/MM11 2G059/NN01 2G059/NN09 2G059/PP04 4C038/KK00 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KY01 4C038/KY03 4C038/KY04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[目的] 提供一种测量精度高的氧饱和度测量装置。SOLUTION: 用血红蛋白的吸收系数根据氧饱和度而变化的第一波长 λ_1 的照射光和血红蛋白的吸收系数根据氧饱和度而没有变化的第二波长 λ_2 的照射光照射生物组织。它包括第一发光元件和第二发光元件, 基于第一波长 λ_1 的反向散射光和第二波长 λ_2 的反向散射光的强度比, 根据预设的线性方程式确定氧饱和度。在氧饱和度测量装置中, 第一波长 λ_1 为730nm, 第二波长为830nm。这样, 提高了氧饱和度相对于第一波长 λ_1 的后向散射光与第二波长 λ_2 的后向散射光的强度比的线性, 从而提高了氧饱和度的精度。

