

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公表特許公報

(A) (11)特許出願公表番号

特表2003－530189

(P2003－530189A)

(43)公表日 平成15年10月14日(2003.10.14)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 5/145		G 0 1 N 21/27	Z 2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/27		A 6 1 B 5/00	102 A 4 C 0 3 8
// A 6 1 B 5/00	102	5/14	310

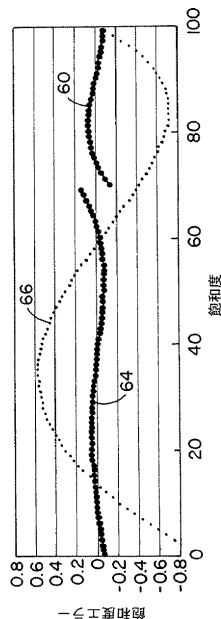
審査請求 未請求 予備審査請求 (全 27数)

(21)出願番号	特願2001－575899(P2001－575899)	(71)出願人	ネルコー・ピューリタン・ベネット・インコーポレイテッド アメリカ合衆国 カリフォルニア州、プレザントン、ハシェンダ・ドライブ4280
(86)(22)出願日	平成13年4月16日(2001.4.16)	(72)発明者	マンハイマー、ポール・ディー アメリカ合衆国カリフォルニア州94506、ダンビル、シュガー・メイプル・ドライブ4119
(85)翻訳文提出日	平成14年10月17日(2002.10.17)	(72)発明者	フェイン、マイケル・イー アメリカ合衆国カリフォルニア州94040、マウンテン・ビュー、タイム・ツリー・レイク1909
(86)国際出願番号	PCT/US01/12491	(74)代理人	弁理士 竹内 澄夫 (外1名) 最終頁に続く
(87)国際公開番号	W001/078593		
(87)国際公開日	平成13年10月25日(2001.10.25)		
(31)優先権主張番号	60/198,109		
(32)優先日	平成12年4月17日(2000.4.17)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

(54)【発明の名称】 区分的な関数を有するパルス酸素計センサー

(57)【要約】

センサーメモリが、生体パラメータのための多数の係数を記憶するために使用される。一つの実施例では、センサーの特定のなカリブレーション係数が酸素飽和度を決定するための式のためのセンサーメモリに記憶されるだけでなく、多数の係数の集合が記憶される。多数の集合は、異なった飽和度の値の範囲に適用して、 SpO_2 とRの関係を異なった小部分に分解することによって生じるよりよいフィットを与える。各小部分は、異なった関数によって表される。異なった関数は、酸素飽和度を決定するための別々の式に従うものである。



【特許請求の範囲】

【請求項1】患者をモニターするセンサーであって、
計測される生体パラメータに対応する信号を与えるためのセンサー要素、及び
前記生体パラメータを決定するための式に使用するための係数を記憶するメモリ、
から成り、
前記係数が、
前記信号に関連した値の第一の領域に用いる第一の式とともに使用するための
第一の係数の集合、及び
前記第一の式、又は前記値の第二の領域に用いる第二の式とともに使用するた
めの第二の係数の集合、
を含む、
ところの患者をモニターするセンサー。

【請求項2】前記センサーが、酸素計センサーであり、
患者に光を向けるための光エミッタ、及び
前記患者からの光を受光するように取り付けられる光検出器、
からさらに成る請求項1の患者をモニターするセンサー。

【請求項3】前記値が、飽和度の値又は計測比の値である、ところの請求項
2の患者をモニターするセンサー。

【請求項4】各係数の集合が、少なくとも二つの係数から成る、ところの請
求項2の患者をモニターするセンサー。

【請求項5】前記係数が、前記光エミッタの平均波長に一致する、ところの
請求項2の患者をモニターするセンサー。

【請求項6】前記飽和度の値の第三の領域のため、前記メモリに記憶される
第三の係数の集合からさらに成る請求項2の患者をモニターするセンサー。

【請求項7】前記メモリが、前記第一と第二の領域の間の区切り点を示す第
二の値からさらに成る、ところの請求項2の患者をモニターするセンサー。

【請求項8】酸素計システムであって、
酸素計センサー、

前記酸素計センサーに接続した酸素計であって、前記酸素計が、高い計測信号比又は飽和度の領域、及び低い計測信号比又は飽和度の領域を含む、ところの酸素計、及び

係数を有する非線形式を使用して、特定のなレベル以下の飽和度又は計測信号比の値のために、酸素飽和度を計算するようにプログラムしたプロセッサ、から成る酸素計システム。

【請求項 9】 前記特定のなレベルが、前記酸素計センサーに記憶される、ところの請求項 7 の酸素計システム。

【請求項 10】 前記特定のなレベルが、70%以外である、ところの請求項 7 の酸素計システム。

【請求項 11】 酸素計センサーであって、
患者に光を向けるための光エミッタ、
前記患者からの光を受光するように取り付けられる光検出器、及び
酸素飽和度を決定するための少なくとも一つの式に使用するための係数を記憶するメモリ、
から成り、

前記係数が、少なくとも、第一の係数の集合、及び第二の係数の集合を含む、ところの酸素計センサー。

【請求項 12】 前記係数が、前記光エミッタの平均波長に依存する、ところの請求項 10 の酸素計センサー。

【請求項 13】 前記メモリが、前記第一と第二の係数の集合の間の信号区切り点を示す値をさらに記憶する、ところの請求項 10 の酸素計センサー。

【請求項 14】 前記第一及び第二の係数の集合が、同一の式で利用される、ところの請求項 10 の酸素計センサー。

【請求項 15】 前記第一及び第二の係数の集合が、別々の式で利用される、ところの請求項 10 の酸素計センサー。

【請求項 16】 前記別々の式が、非線形の式である、ところの請求項 14 の酸素計センサー。

【請求項 17】 前記別々の式が、線形の式である、請求項 14 の酸素計セン

サー。

【請求項18】酸素計センサーであって、
患者に光を向けるための光エミッタ、
前記患者からの光を受光するように取り付けられる光検出器、及び
酸素飽和度を決定するための式に使用するための係数を記憶するメモリ、
から成り、
前記係数が、第一の係数の集合、及び第二の係数の集合を含み、
前記メモリが、前記第一と第二の係数の集合の間で選択する際に使用するた
めの飽和度の指示をさらに記憶する、
ところの酸素計センサー。

【請求項19】値が、飽和度の値又は計測比の値である、ところの請求項17の酸素計センサー。

【請求項20】前記係数が、前記光エミッタの平均波長に依存する、ところの請求項17の酸素計センサー。

【請求項21】前記第一及び第二の係数の集合が、同一の式で使用する、ところの請求項17の酸素計センサー。

【請求項22】酸素計センサーであって、
患者に光を向けるための光エミッタ、
前記患者からの光を受光するように取り付けられる光検出器、及び
酸素飽和度を決定するために使用される比率比の値又は酸素飽和度の複数の値を記憶するメモリ、
から成り、
前記複数の値が、前記光エミッタの平均波長に一致する、
ところの酸素計センサー。

【請求項23】前記値が、補間法に使用可能である、ところの請求項22のセンサー。

【請求項24】酸素計システムであって、
酸素計センサー、及び
酸素計、

から成り、

前記酸素計センサーが、

患者に光を向けるための光エミッタ、

前記患者からの光を受光するように取り付けられる光検出器、及び

酸素飽和度を決定するために使用される計測信号比の値又は酸素飽和度の複数の値を記憶するメモリ、

から成り、

前記複数の値が、前記光エミッタの平均波長に依存し、

前記酸素計が、前記複数の値及び光検出器信号を受信するため、前記酸素計センサーに接続し、

前記酸素計が、前記酸素飽和度を前記メモリに記憶した前記値によって定義される曲線にフィットさせることによって前記光検出器信号から酸素飽和度を決定するようにプログラムされる、

ところの酸素計システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****発明の背景**

本発明は、メモリを有する酸素計センサーに関する。

【0002】

パルス酸素計は、典型的に、動脈中のヘモグロビンの血中酸素飽和度や患者の鼓動に対応する脈拍数（これらに限定されない）を含む様々な血流特性を計測するために使用される。これら特性の計測は、非侵入式のセンサーを使用することによって達成される。ここで、非侵入式のセンサーは、血液で満たされる患者の組織の部分を通じて光を通過させ、このような組織での光吸収を光電的に感知する。そして、吸収された光の量は、計測される血液構成物の量を計算するために使用される。

【0003】

組織を通過する光は、血中に存在する血液構成物の量を示す量だけ血液によって吸収される一つ又はそれ以上の波長から選択される。組織を通過した透過光又は反射光の量は、組織中の血液構成物及び関連する光吸収の量の変化量に従って変化する。血中酸素レベルを計測するため、このようなセンサーは、光源と光検出器とともに与えられてきた。ここで、光検出器は、血中酸素飽和度を計測するための既知の技術に従って、二つの異なった波長で作動するように適合されるものである。

【0004】

有益な情報をモニターに送るために、パルス酸素計センサーを含むセンサーで情報をコード化するための様々な方法が提案されてきた。例えば、エンコード化メカニズムが、ネルコー（Nellcor）の米国特許第4700708号に示される。このメカニズムは、光学酸素計プローブに関係するものである。ここで、この光学酸素計プローブは、ために、一組の発光ダイオード（LED）を使用して、血液で満たされた組織に光を向け、組織で吸収されなかった光を検出器で拾い上げるものである。この作動は、LEDの波長を知ることに依存する。LEDの波長がデバイスからデバイスで変化することから、コード化抵抗器が、センサーに

配置され抵抗器の値が、少なくとも一方のLEDの実際の波長に一致する。酸素計の機器がオン状態にされると、最初に抵抗器の値を決定し、よって、プローブのLEDの波長の値のための適当な飽和度計算係数を決定する。

【0005】

他のコード化メカニズムが、米国特許第5259381号、第4942877号、第4446715号、第3790910号、第4303984号、第4621643号、第5246003号、第3720177号、第4684245号、第5645059号、第5058588号、第4858615号及び第4942877号で提案されており、これら開示は、全て参照される。特に、米国特許第4942877号は、酸素計測に用いられる飽和方程式の係数を含む様々なデータをパルス酸素計センサーに記憶することを開示する。

【0006】

ネルコー (Nellcor) のパルス酸素計センサーは、米国特許第4700708号に記載されるようなエミッタ内のLEDの波長に一致する抵抗器 (RCAL) 値でエンコード化される。ネルコーのパルス酸素計の機器は、この抵抗器コード化値を読み取り、それをルックアップテーブル (動脈酸素飽和度 (SpO₂) を計算するためのセンサーの固有の係数の集合 (セット (set)) を保有する) に対するポインターとして使用する。計測赤色及びIR信号変調比R ("比率比 (ratio of ratios) "又は"rat-rat"として知られる) を飽和度の計算値へ変換する関数が、ランバート・ベールの法則 (Lambert-Beer Law) の基本形から導き出される。

【数1】

$$R = \frac{\ln(I_1/I_2)_{red}}{\ln(I_1/I_2)_{ir}} = \frac{S \cdot \beta_{O_2Hb}^{red} + (1-S) \cdot \beta_{Hb}^{red}}{S \cdot \beta_{O_2Hb}^{ir} + (1-S) \cdot \beta_{Hb}^{ir}} = \frac{S \cdot c_1 + (1-S) \cdot c_2}{S \cdot c_3 + (1-S) \cdot c_4} \quad (1)$$

ここで、 I_1 及び I_2 は、心臓サイクルのそれぞれ異なる二点における検出光信号であり、 β は、酸化及び還元ヘモグロビンの特徴的な光吸収性である。飽和度

(S) を求めると、下記の式のようになる。

【数2】

$$SpO_2 = S \cdot 100 = \frac{c_2 - c_4 \cdot R}{(c_3 - c_4) \cdot R + (c_2 - c_1)} \cdot 100. \quad (2)$$

【0007】

方程式2は、3つの定数（例えば、各定数を c_2 で割る）のみを要求するように、さらに簡略化できる。ただし、本説明の残りで示されるように使用される。理論に基づいていても、4つの定数（ $c_1 \sim c_4$ ）が経験的に決定される。これら定数の理論値は、主に光の散乱やセンサーの光学素子の複雑性により、有効なものではない。定数（ $c_1 \sim c_4$ ）の値の一つの集合は、各抵抗器コード化ビン（各"ビン (bin)"は、異なった特徴的なLED波長の領域に一致する）とともに変化する。多数の係数（ビン）の集合は、ネルコーの酸素計のルックアップテーブル内に与えられる。方程式2に従った計算 SpO_2 値が70%以下であるとき、線形関数を使用する SpO_2 の逆の値が使用される。

【数3】

$$SpO_2 = c_5 - c_6 \cdot R, \quad (3)$$

ここで、 c_5 及び c_6 は両方とも抵抗器コード化値とともに変化する。この線形関数は、低い飽和度でなされる観察において、 SpO_2 （パルス酸素計によって計測されるような動脈酸素飽和度）と So_2 （血液サンプル上で直接的に計測されるような真の動脈酸素飽和度の値）とをよりよくマッチ (match) させるために見出されたものであった。

【0008】

この方法の限界は、血中 SaO_2 と信号変調比 (R) の関係が、予めエンコード化したカリブレーション係数の集合の一つと同じような場合にのみ、パルス酸素計センサーの固有のカリブレーションが達成されることである。

【0009】

この方法の他の限界は、R とパルス酸素計センサーの SaO_2 の関係が、低飽和度領域で線形ではないこと、又は区切り点が、70% SpO_2 に最適に位置されないことである。

【0010】

この従来技術の方法のその他の限界は、真の動脈酸素飽和度と計測信号の関係が、計測領域の全域にわたって単一の関数にフィット (fit) しないことである。

【0011】

発明の概要

本発明は、よりよい性能を与えるため、センサーメモリの利点をとる。一つの実施例では、センサーの特定のなカリブレーション係数が、酸素飽和度を決定する式のためのセンサーメモリに記憶されるだけでなく、多数の係数の集合も記憶される。多数の集合は、飽和度の値の異なった領域に適用して、 SpO_2 と R の関係を異なった小部分 (又はピース (piece)) に分解することによって生じるよりよいフィットを与える。ここで、各小部分は異なった関数によって表される。異なった関数は、酸素飽和度を決定するための異なった式に従うものである。

【0012】

本発明の他の態様では、センサーは、酸素飽和度のために使用される二つの関数の間の可変区切り点を記憶できる。二つの関数は、別々の式であるか又は異なった係数をもつ同一の式である。これにより、従来技術の70%区切り点とは別の値に対する最適化ができる。

【0013】

本発明の他の態様では、センサーは、 SpO_2 と R の関係を表す二つ以上の関数を作り出すために、一つ以上の区切り点を記憶できる。

【0014】

本発明のその他の態様では、 SpO_2 とRの関係を任意の数の領域に分解して、スプライン (spline) 関数が使用される。

【0015】

一つの実施例では、センサーメモリに記憶された係数は、70%以下の低飽和度の値又は幾つかの他の区切り点のための非線形曲線に一致する。

【0016】

ここに説明した方法の各々は、関係を全計測領域の部分集合 (サブセット (subset)) に分解し、各領域の最適な係数を決定することによって、選択される数学的な関数と動脈酸素飽和度との間のフィットを向上するものである。

【0017】

本発明の特徴と利点をさらに理解するため、添付の図面に関連して以下の説明を参照する。

【0018】

特定のな実施例の説明

<センサーリーダー/モニター>

図1は、本発明の一つの実施例のブロック図である。図1は、パルス酸素計17 (又はセンサーリーダー) を示す。パルス酸素計17は、患者の組織18に取り付けられる非侵入式のセンサー15に接続される。センサーLED14からの光は、患者の組織18を通過し、組織18を通じて透過されるか又は組織18から反射された後、光は、光センサー16によって受光される。二つ又はそれ以上のLEDが、本発明の実施例に従って使用できる。光センサー16は、受光エネルギーを電気信号へ変換し、これが入力増幅器20へ供給される。

【0019】

LED以外の光源を使用できる。例えば、レーザが使用でき、また、白色光源が、透過又は受光の端部に適当な波長フィルターを用いて使用できる。

【0020】

時間処理ユニット (TPU) 48が、制御信号をLEDドライブ32に送り、LEDを活動させる (典型的に交番させる)。本実施例に従って、このドライブは、二つ又は任意の付加的な所望の数のLEDを制御し得る。

【0021】

入力増幅器20から受信した信号は、二つの異なった波長を用いるため、図1の実施例に示されるような二つの異なったチャンネルを通過する。変形的に、3つの波長を用いるために、3つのチャンネルを使用でき、またN個の波長を用いるために、N個のチャンネルを使用できる。各チャンネルは、アナログスイッチ40、ローパスフィルタ42及びアナログ・デジタル(A/D)コンバータ38を含む。TPU48からの制御ラインは、対応するLED14が同期的に駆動する時に適当なチャンネルを選択する。待機直列モジュール(QSM)46が、データライン79を介して各チャンネルからデジタルデータを受信する。QSM46が周期的にいっぱいになると、CPU50がデータをQSM46からRAM52へ送る。一つの実施例では、QSM46、TPU48、CPU50及びRAM52は、マイクロコントローラのような一つの集積回路の一部である。

【0022】**<センサーメモリ>**

センサー15は、光検出器16とLED14とを含み、それに関連したセンサーメモリ12を有する。メモリ12は、センサーリーダー又はモニター17のCPU50に接続される。メモリ12は、センサー15の本体又はセンサーに接続した電氣的プラグに収納される。変形的に、メモリ12は、モニターの外面に付け可能のハウジングに収容されるか、又はメモリ12は、センサーの本体とモニターとの間の信号経路のどこかに位置され得る。特に、幾つかの好適な実施例に従って、センサーメモリ12の中味が、特定のセンサーのモデルに関連した全てのセンサーに対して一定である。この場合、このモデルに関連した各センサーに個々のメモリ12を置くのではなく、メモリ12は、センサーのモデルに関連した再使用可能の延長コードに含まれ得る。センサーのモデルが売却可能のセンサーである場合、単一のメモリ12が、再使用可能の延長コードに組み入れられる。それで、再使用可能のケーブルは、多数の売却可能の線とともに使用され得る。

【0023】

図2は、X軸に比率比(R)をとり、Y軸に酸素飽和度(SaO_2)をとった

グラフの一例である。区切り点52が示される。従来技術では、70%の区切り点がモニター（監視）ソフトウェアで予め定義されていた。区切り点の右側（70と100%との間の酸素飽和度）に、4個の係数をもつ式が使用された。従来技術の区切り点の左側に、2個の係数をもつ線形方程式が使用された。本発明は、区切り点52の左側の曲線の部分に非線形式を使用することによって、柔軟性と精度を増大させる。センサー自体にメモリチップを使用することによって、より高い飽和度の値の別々の係数と同様に、メモリチップ上にこれら係数を実際に記憶することができる。

【0024】

本発明の他の実施例では、区切り点52は、メモリチップに記憶でき、二つの係数の集合のためにフィットさせる曲線を最適化できる。言い換えると、二つの曲線に対するよりよいフィットは、例えば、区切り点が68%である場合に得られ得る。変形例では、多数の区切り点と曲線が使用され得る。付加的に、他の実施例では、同一の式を使用するのではなく、異なった式が、異なったセクションのために使用され得る。

【0025】

図3は、図1のセンサーメモリ12の中味を示す。図示のように、メモリの第一のセクション54には、第一の係数の集合が記憶される。メモリの第二のセクション56には、第二の係数の集合が記憶される。最後に、メモリの第三のセクション68には、区切り点52が記憶される。これら要素の異なった組み合わせが、異なったメモリに記憶され得る。例えば、区切り点は、幾つかの中から外に出され、他方、区切り点が、ただ一つの係数の集合で与えられ得る。変形的に、メモリに記憶されるセンサーのモデル番号又は幾つかの他のID値から示され得る。

【0026】

<β方程式>

一つの実施例では、曲線の関数の形が使用される。より低い飽和度の領域で式3（線形）を使用するのではなく、式2（非線形）が、より高い飽和度の領域とより低い飽和度の領域の両方に使用される。より高い領域の集合からより低い領

域の集合へ係数を切り替えるときを定義する区切り点は、他の係数で定義される。区切り点は、Rの値又はS p O₂の値としてプログラムされる。Rの値として定義された区切り点では、演算は、下記のとおりである。

【数4】

$$SpO_2 = \frac{b-d \cdot R}{(c-d) \cdot R + (b-a)} \cdot 100 \begin{cases} R \leq c_5 : a = c_1, b = c_2, c = c_3, d = c_4 \\ R > c_5 : a = c_6, b = c_7, c = c_8, d = c_9 \end{cases} \quad (4)$$

【0027】

＜曲線フィット法＞

多数の領域への曲線フィット法は、単一の領域へのフィット法と同一の方法に従う。データは別々の領域に区分けされ、係数は各領域別々に決定される。商業的に入手可能なソフトウェアプログラム（例えば、Mathcad（Mathcad社、マサチューセッツ州ケンブリッジ））が利用できる。また、プロセスも、例えば、Data Reduction and Error Analysis for the Physical Sciences（Philip Beviyton著、McGraw-Hill、ニューヨーク、1969年、第11章—Least Squares fit to an arbitrary function）でみられる。

【0028】

＜スプラインフィット法＞

変形例では、予め定義されたS p O₂に対するRの値（"節又はノット（knot）"）の集合に対し、スプライン（曲線）フィット法、又は線形又は高次補間法が使用される。この"節"は、ライン上の結節点に対応するx-y対を意味するスプラインフィット法の従来技術の用語であり、このような節の数がこのラインを定義する。スプライン法は補間法（又はインターポレーション）に用いる技術である。

【0029】

例えば、特定の定義されるS p O₂値におけるRの値がセンサーメモリに記憶される。これを下記に例示する。

$$R = \begin{matrix} & a & b & c \\ SpO_2 = & 100 & 95 & 90 \end{matrix}$$

変形的に、やや好適に、独立変数が下記のように交換され得る。

$$R = \begin{matrix} & 0.5 & 0.6 & 0.7 \\ SpO_2 = & x & y & z \end{matrix}$$

a) 太字で示す値（例えば、a、b及びc）のみが、 SpO_2 の、固定され、予め選択された、間隔をあけた値（等間隔又は不等間隔）とともに記憶される必要がある。又は、変形的に、予め選択されたRの値。

b) 変形的な方法が、スプライン領域の SpO_2 （最小）値及び SpO_2 （最大）値、定義される節の数、及びこれら節のための定義されたRの値の数列をセンサーメモリ内に記憶する。

c) 他の変形的な方法が、 SpO_2 と、各節のための関連したR値との両方を記憶する。

これら選択肢の各々のため、機器は、スプラインフィット演算、好適に、三次スプラインを使用し、記憶した値（変形的に、一次又は高次補間法の演算）に従って、計測したRの値における SpO_2 を決定する。

【0030】

図4は、三次スプライン法を示す。図4は、特定のなセンサーエミッタの酸素飽和度対Rのグラフである。よって、従来技術の方法のように係数を記憶させるのではなく、実際のR又は酸素飽和度の値が計算され、この特定のなセンサーの特徴（例えば、エミッタの波長）のため、センサーメモリに記憶される。酸素計が光検出器の信号レベルを計測すると、図4に示すサンプル点のうちの二つの点間での計算されたR値に関連した曲線上の点を決定することによって酸素飽和度の値を決定する。

【0031】

定義される節の数と、これらを記憶するのに要されるメモリの量とにトレードオフがある。節の数が少なすぎると、非常に小さい容量のメモリを要するが、関数的な関係を十分に示し得ない。多すぎると、曲線を定義し、より大きいメモリを消費する。本発明者は、5%～10%間隔の節が十分な結果を与えることを見

出した。

【0032】

＜三次スプライン計算＞

三次スプライン補間法のプロセスは、当業者には既知である。スプライン法を使用する際の本質は、 R の値が、 SpO_2 に置き換えられる前に最初に決定される必要があることである。スプライン補間法の好適なプロセスは、*Mathcad*に与えられた関数を使用して達成でき、三次関数で終点を処理する。三次スプライン補間法の他の参照物が利用できる。

【0033】

著しいノイズの量を有する経験的なデータで節の座標を見つけ出すプロセスは、付加的な工程を要し得る。商業的に入手可能の基本的な曲線フィットプログラム（例えば、*sigmaPlot*、又は*TableCurve*、又は*Mathematical*）が使用され、データに対する最良のフィット関数近似を決定する。変形的に、任意に選択した解析関数の最小二乗フィットを行い、節の位置（ SpO_2 値）における R の値を抜き取ることができる。この解析関数は、重複する区分的な多項式（例えば、直線又は放物線）、又は式1又は式4の曲線方程式であり得る。他の方法は、節の最小二乗選択を直接的に行うことである。

【0034】

図5は、従来技術の曲線フィット法を示し、線形関係が70%飽和度以下で使用され、曲線方法が70%以上である。70%飽和度以上の曲線方法のための実際の SpO_2 に対する R の応答に対する不完全なフィットによる残留エラーが曲線60で示され、70%以下の線形補間法の残留エラーが黒丸印62で示される。図6は、両方の領域での曲線フィットの使用を示し、異なった曲線64が70%以下で使用される。この例では、非常に向上したフィットが与えられる。これら両方の図において、破線66が、両方の領域にわたる単一の曲線フィットの使用に対応し、精度がなく、図6の本発明の曲線64、60と比較して、非常に高いエラー特性を有する。

【0035】

図7及び8は、丸印70で複数の節をグラフ上に示す。図7の点線72は、こ

れら節に対する線形補間法のフィットを示し、これは、下向きの多数のループの残留エラーを示す。図8では、言い換えると、三次スプラインフィット法を使用する本発明は、節70に対するより高精度のフィットの点線74を与える。

【0036】

当業者には理解されるように、本発明は、その本質的な特徴を逸脱せずに、他の特定のな実施例で実施できるものである。例えば、任意の関数が、酸素飽和度を決定するための式に使用できる。制限されるセンサーメモリのため、関数の式は、圧縮される。任意の関数の式が、使用され得る。カリブレーション係数が、センサーのLEDの波長よりも多数の特徴又は異なった特徴に基づいたものであり得る。例えば、他のLEDエミッタの特徴又はセンサー設計の特徴が、センサーのカリブレーション係数の因子であり得る。

【0037】

また、酸素飽和度を計算するための式が、比率比以上の関数であり得る。例えば、信号強度、光レベル及び多数の検出器からの信号のような他の入力変数が使用され得る。

【0038】

この区分的なフィット法に用いられる方法は、酸素計測に制限を与えるものではない。この方法は、カリブレーション中に観察される参照値と計測信号の関係が、全計測領域にわたる単一の関数又は係数の集合によって十分に表されないときに有用である。この関係は、部分集合に分解され、区分的な連続する集合の関数が、この関係を表すために使用され得る。例えば、他の血液又は組織の構造が、カルボキシヘモグロビン、メトヘモグロビン、ビリルビン、グルコース、ラクターテ等のように計算される。従って、上記した説明は、本発明の範囲は特許請求の範囲の図説を意図とするものであり、本発明は、上記した説明に限定されるものではない。

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明に組み入れられるパルス酸素計システムのブロック図である。

【図2】

図2は、R（信号変調比）に対する酸素飽和度（ SaO_2 ）のグラフである。

【図3】

図3は、本発明に従ったセンサーメモリの中味のダイアグラムである。

【図4】

図4は、予め定義された節の集合に対してスプライン又は曲線フィットさせるための実施例を示す。

【図5】

図5は、従来技術の対する本発明の実施例の向上した曲線フィット法を示すグラフである。

【図6】

図6は、従来技術の対する本発明の実施例の向上した曲線フィット法を示すグラフである。

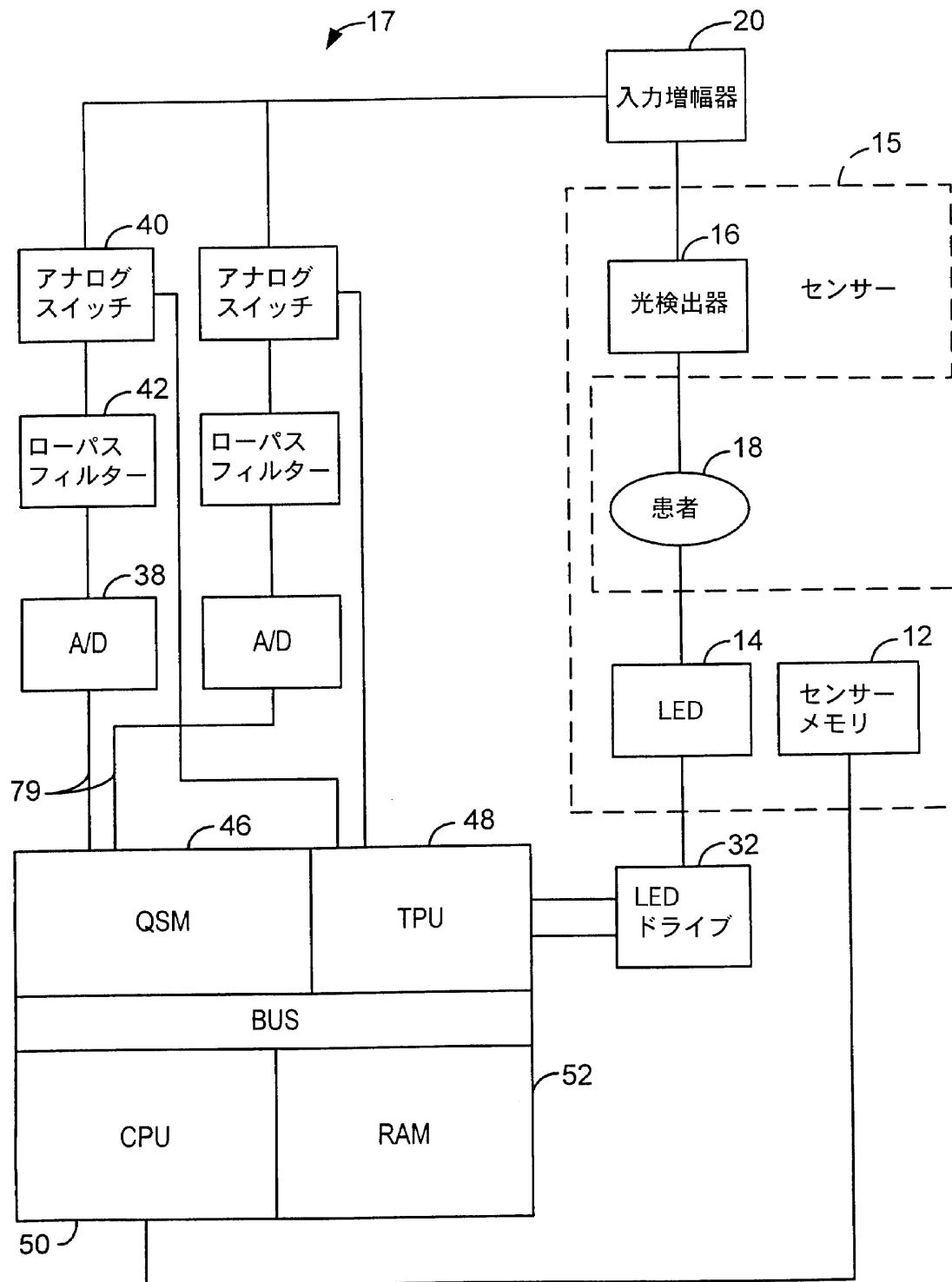
【図7】

図7は、従来技術の対する本発明の実施例の向上した曲線フィット法を示すグラフである。

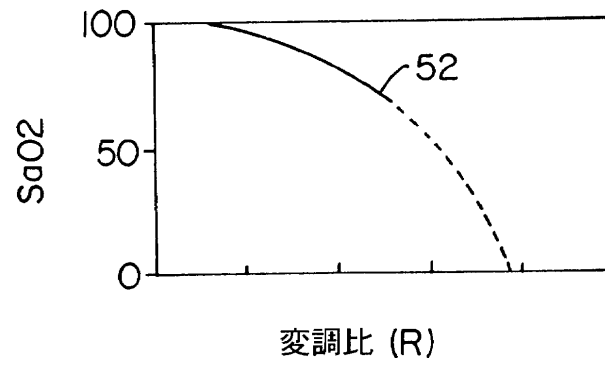
【図8】

図8は、従来技術の対する本発明の実施例の向上した曲線フィット法を示すグラフである。

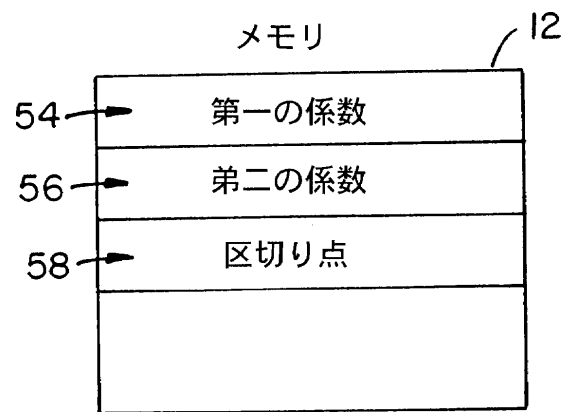
【図1】



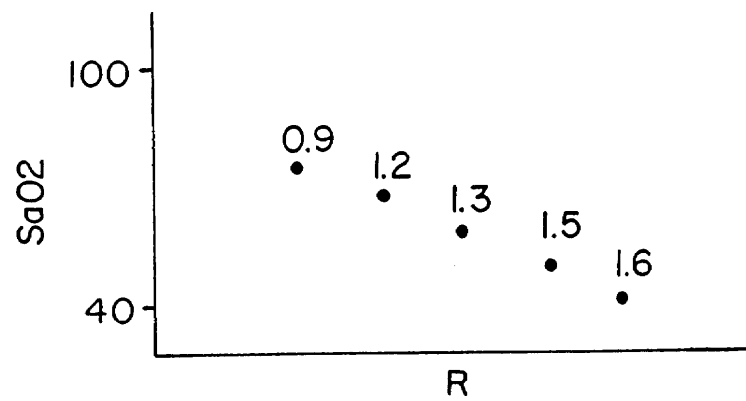
【図2】



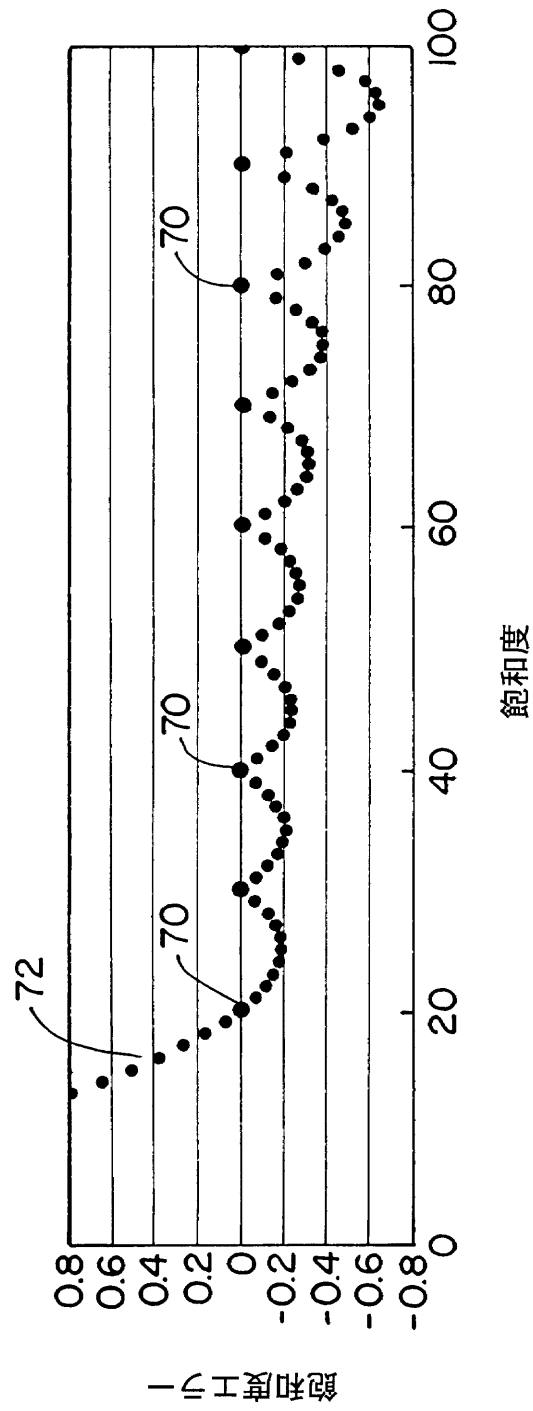
【図3】



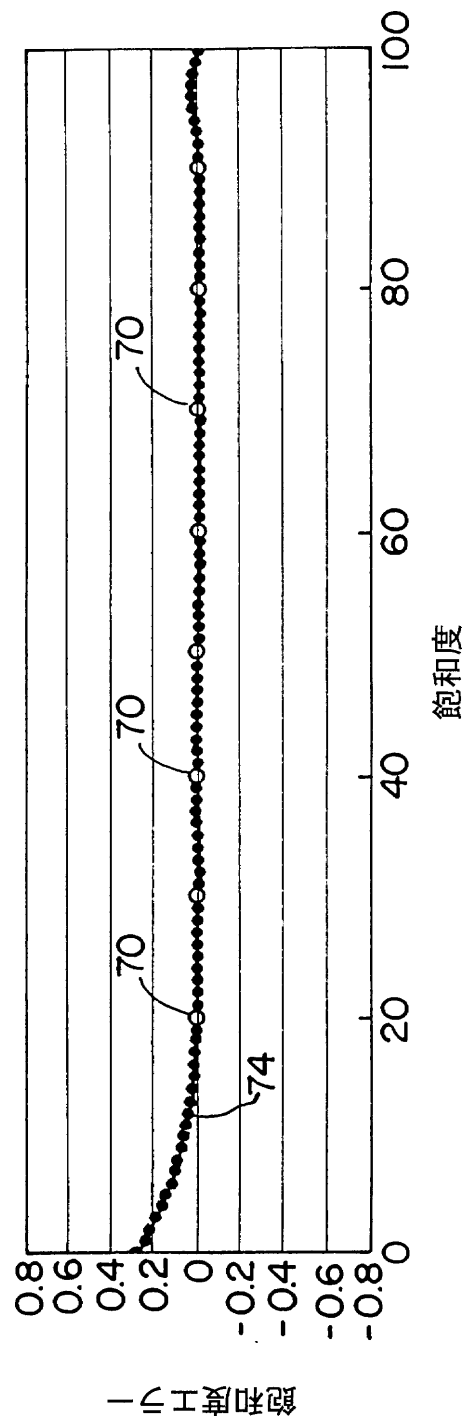
【図4】



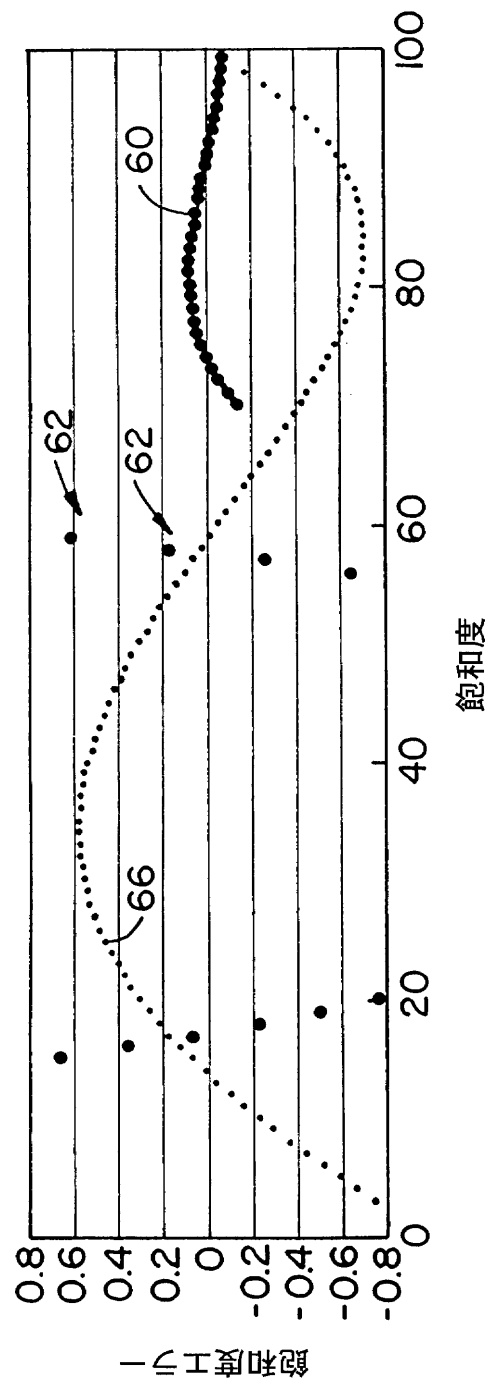
【図5】



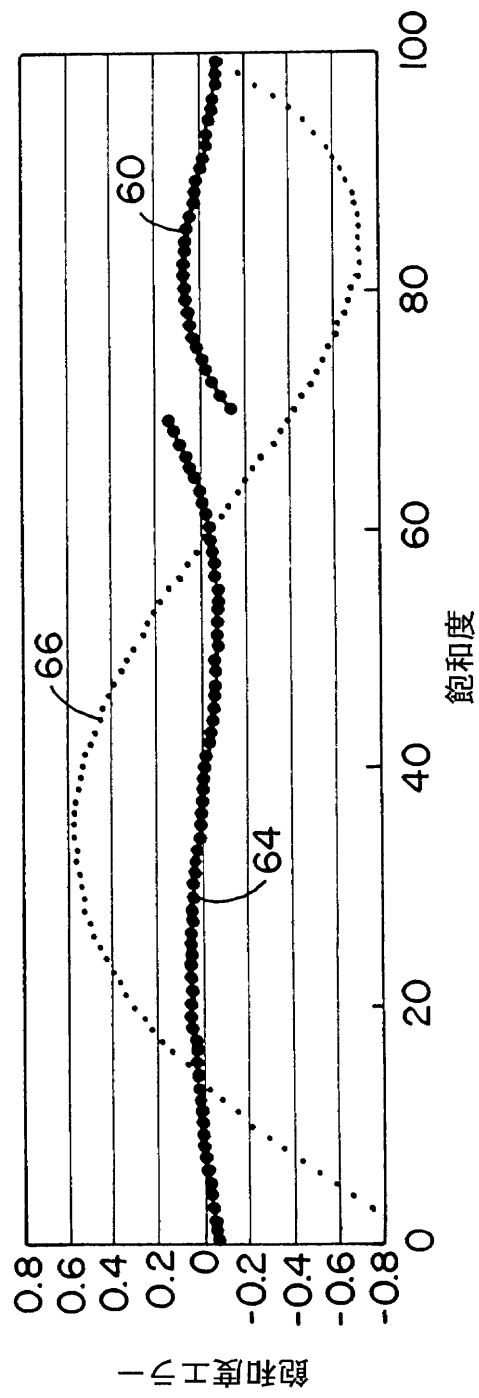
【図6】



【図7】



【図8】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 01/12491
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPD-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	US 4 942 877 A (SAKAI TAKAO ET AL) 24 July 1990 (1990-07-24) cited in the application column 2, line 20 - line 50 column 3, line 13 - column 6, line 58 column 12, line 6 - line 37; table 1 ---	1,2,8, 11,18, 22,24 3-6,9, 12,19
Y	US 5 503 148 A (POLOGE JONAS A ET AL) 2 April 1996 (1996-04-02) abstract column 2, line 46 - column 3, line 2 column 4, line 16 - column 8, line 19; table 1 --- -/--	1,2,8, 11,18, 22,24
☒ Further documents are listed in the continuation of box C. ☒ Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 20 August 2001		Date of mailing of the international search report 28/08/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.O. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Weihs, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US 01/12491

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 987 343 A (KINAST ERIC) 16 November 1999 (1999-11-16) column 2, line 58 -column 3, line 14 column 3, line 59 -column 4, line 60; table 2 ---	1,2,5,8, 11,12, 18,22,24
A	EP 0 571 225 A (PURITAN BENNETT CORP) 24 November 1993 (1993-11-24) column 6, line 5 -column 9, line 3; table 1 ---	1,2,8, 11,22,24
P,A	WO 00 61000 A (MALLINCKRODT INC) 19 October 2000 (2000-10-19) column 3, line 30 -column 5, line 12 column 6, line 13 -column 11, line 14; tables 1,2 -----	1,2,5,8, 9,11,12, 18,20, 22,24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 Information on patent family members

International Application No
 PCT/US 01/12491

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4942877 A	24-07-1990	JP 63065845 A	24-03-1988
US 5503148 A	02-04-1996	NONE	
US 5987343 A	16-11-1999	NONE	
EP 0571225 A	24-11-1993	US 5357953 A	25-10-1994
		CA 2096574 A	22-11-1993
		JP 6070916 A	15-03-1994
WO 0061000 A	19-10-2000	NONE	

フロントページの続き

(72)発明者 ポーゲス、チャールス・イー
アメリカ合衆国カリフォルニア州94563、
オリンダ、ミラ・ロマ61
Fターム(参考) 2G059 AA01 BB12 CC07 EE01 EE11
GG01 GG02 GG10 HH02 JJ02
KK01 MM01 MM10
4C038 KK01 KL07 KX02

专利名称(译)	具有分段功能的脉搏血氧仪传感器		
公开(公告)号	JP2003530189A	公开(公告)日	2003-10-14
申请号	JP2001575899	申请日	2001-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
申请(专利权)人(译)	Neruko清教徒贝内特公司		
[标]发明人	マンハイマーポールディー フェインマイケルイー ポーグスチャールスイー		
发明人	マンハイマー、ポール・ディー フェイン、マイケル・イー ポーグス、チャールス・イー		
IPC分类号	G01N21/27 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B2562/085		
FI分类号	G01N21/27.Z A61B5/00.102.A A61B5/14.310		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/BB12 2G059/CC07 2G059/EE01 2G059/EE11 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG10 2G059/HH02 2G059/JJ02 2G059/KK01 2G059/MM01 2G059/MM10 4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX02		
优先权	60/198109 2000-04-17 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

传感器存储器用于存储生物特征参数的许多系数。在一个实施例中，不仅将用于确定氧饱和度的方程式的传感器的特定校准系数存储在传感器存储器中，而且还存储了大量的系数。将多个集合应用于一系列不同的饱和度值，以使SpO2和R之间的关系分解为不同的小节，从而获得更好的拟合度。每个子部分均由不同的功能表示。不同的函数遵循不同的公式来确定氧饱和度。

