

(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2002 - 538920

(P2002 - 538920A)

(43)公表日 平成14年11月19日(2002.11.19)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-コード* (参考)

A 6 1 B 5/145

G 0 1 N 21/35

Z 2 G 0 5 9

G 0 1 N 21/35

A 6 1 B 5/14

310

4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求（全 23数）

(21)出願番号 特願2000 - 606119(P2000 - 606119)

(86)(22)出願日 平成12年3月24日(2000.3.24)

(85)翻訳文提出日 平成13年9月25日(2001.9.25)

(86)国際出願番号 PCT/US00/08005

(87)国際公開番号 W000/56209

(87)国際公開日 平成12年9月28日(2000.9.28)

(31)優先権主張番号 60/126,148

(32)優先日 平成11年3月25日(1999.3.25)

(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 マシモ・コーポレイション
アメリカ合衆国 92614 カリフォルニア州
アーヴィン、ケルヴィン アヴェニュー
2852

(72)発明者 ディアブ、 モハメド、 ケー .
アメリカ合衆国 92645 カリフォルニア州
ミッション ヴィエホ ダイヤモンド
26945

(72)発明者 アリ、 アマー、 アル
アメリカ合衆国 92782 カリフォルニア州
タスティン フィリップス ストリート
10880

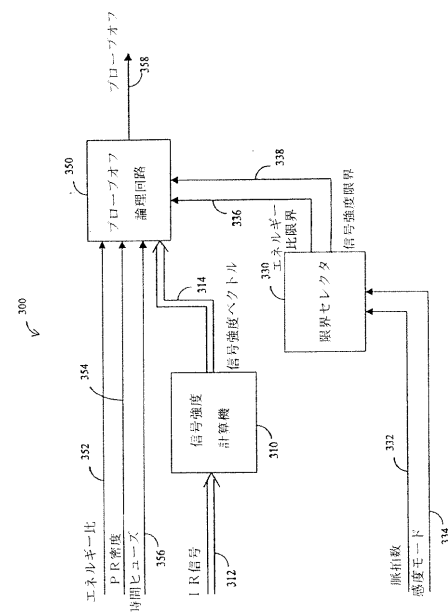
(74)代理人 弁理士 中島 淳 （外2名）

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 改良型パルス酸素濃度計プローブオフ検出器

(57)【要約】

知的なルールベースのプロセッサ（300）は、パルス酸素濃度計の信号強度動作範囲に信号品質ベースの限界を与える。これらの限界は、典型的なゲイン依存の信号強度限界（314）に付加される。センサ信号が生理学的に生成されたように見えると、パルス酸素濃度計は、低渾流の性能を最大限に生かす最小の信号強度で動作することができるようになる。センサ信号が、外れたセンサによって誘発された信号に起因する可能性があるならば、信号強度の必要条件が高められる。したがって、信号品質の限界が、低渾流の性能に大きく影響を与えずにプローブオフ検出を向上させる。使用される1つの信号品質の尺度は脈拍数密度（354）であり、これは生理学的に許容できるパルスが発生する時間のパーセントである。検出した信号が許容不可能なパルスの大部分を含むならば、最小必要信号強度も比例して高められる。脈拍数密度に関連して使用される別の信号品質の尺度は、エネルギー比（352）であり、これは、脈拍数の基本波と関連する高調波に含まれる全エネルギーのパーセントとして計算される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 信号入力、信号品質入力及びプローブオフ出力を有するプローブオフ検出器の改良品であって、前記信号品質入力が、センサ出力と生理学的信号モデルの比較に依存し、前記プローブオフ出力が、前記センサが組織部位に適切に装着されていない可能性があるという表示を与え、前記改良品は、

前記信号と通信する入力を有し、前記信号の時間によって変化する成分に依存する信号強度出力を提供する、信号強度計算機と、

前記センサの許容可能な動作範囲を画定する、前記信号強度と前記信号品質の記憶された関係と、

前記信号強度及び前記信号品質を入力として有し、前記信号強度及び前記信号品質の前記記憶された関係の比較に基づいて、前記プローブオフ出力を与える、比較器と、を備える、

改良品。

【請求項2】 センサ信号を処理することによって、パルス酸素濃度計が組織部位に適切に装着されていない可能性を検出する改良方法であって、

信号品質に依存する信号強度限界を設定するステップと、

前記センサ信号から信号強度値を計算するステップと、

前記センサ信号から信号品質値を計算するステップと、

前記信号強度が、前記計算ステップで求めた前記信号品質値の前記限界よりも小さい場合に、プローブオフ状態を示すステップと、を備える、

改良検出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

酸素測定法とは、血中の酸素の状態を測定することである。低い血中酸素量の早期検出は、不十分な酸素供給が数分で脳障害及び死に至らしめることから、例えば、重症者管理及び外科的処置などの医療分野において重要である。パルス酸素測定法は、酸素供給の指標である動脈血の酸素飽和度を測定するために広く容認された無侵襲的手法である。パルス酸素測定システムは、患者に取りつけられたセンサ、モニタ及びセンサとモニタを接続するケーブルから構成される。従来より、パルス酸素測定センサは、赤色光及び赤外（IR）発光ダイオード（LED）エミッタの両方と光ダイオード検出器を有する。センサは一般に、患者の手の指又は足の指に、或いは非常に若い患者の場合は足に取りつけられる。指の場合、センサは、エミッタが指の爪を通してその下の血管及び毛細血管に光を投じるように、構成される。光ダイオードは、LEDの透過光が指の組織から現れたときに、それを検出するように、爪と反対側の指先に配置される。

【0002】

パルス酸素測定モニタ（パルス酸素濃度計）は、センサにより放射された2つの波長の動脈血による吸収の差を計算することによって、酸素飽和度を決定する。パルス酸素濃度計は、センサのLEDエミッタの駆動と光ダイオード検出器により発生される結果生じる電流の読み取りとを交互に行う。この電流は、検出された光の強度に比例する。パルス酸素濃度計は、検出した赤色光と赤外光の強度の比を計算し、得られた比に基づいて、動脈の酸素飽和値を経験に基づいて決定する。パルス酸素濃度計は、センサを制御し、センサ信号を処理し、患者の酸素飽和度及び脈拍数を表示するための回路を含む。パルス酸素濃度計は、本発明の譲受人に譲渡された米国特許第5,632,272号に記載されている。

【0003】

Sp_aO_2 として表された末梢動脈酸素飽和度を計算するために、酸素測定法は、酸素化ヘモグロビンの HbO_2 、脱酸素化ヘモグロビン Hb の光の吸収の差に基づき、それぞれの動脈血中の濃度を計算する。この吸収の差は、センサの赤色光の波長及び赤外光の波長で測定される。さらに、パルス酸素測定法は、動脈血

の脈動性質に基づき、ヘモグロビンの吸収と周囲の組織の他の成分の吸収を区別する。収縮期と弛緩期の光の吸収は、末梢組織部位における動脈血の流入と流出によって血液量が変わるため、変化する。この組織部位は、それぞれ光を吸収する、皮膚、筋肉、骨、静脈血、脂肪、色素などを含む場合もある。これらの周囲の組織によるバックグラウンド吸収は一定で無視することができると考えられる。したがって、血中酸素飽和度測定は、検出した赤色光信号と赤外光信号の時間により変化する部分、即ちAC部分の時間により変化しない部分、即ちDC部分に対する比に基づく。このAC/DC比は信号を正規化し、測定した組織を通る光の光路の長さの変化を補償する。

【0004】

図1は、パルス酸素濃度計の典型的な動作特性を例示している。較正フェーズでは、パルス酸素濃度計の入力ゲインは、センサ部位で、不透明な皮膚に適合するように高く調整され、また半透明な皮膚に適合するように低く調整される。センサ部位で血液の灌流が変動することによって、入力信号強度が変動する。グラフ100は、ゲインの関数としての許容可能な入力感度を示す。y軸110は、AC信号のピークからピークとDC信号の比をパーセントで示した信号の強度(SS)である。x軸120はゲインを表し、x軸に沿って値が減少していく。グラフ100には、パルス酸素濃度計の許容可能な動作範囲を表す影の付いていない領域130と、この動作範囲外の状態を表す影の付いた領域140があり、この影の付いた領域が検出されると、パルス酸素濃度計の「プローブオフ」アラームを発生する。動作範囲130は、ゲインが比較的低い最低値150を有し、この最低値は、低い灌流で患者に対する感度が最も高いことを表している。入力ノイズはゲインと共に増大するため、動作範囲はコーナーポイント160も有し、このポイントよりも下では、入力感度がノイズにより制限され、ゲインの増大と共に低下する、即ち不透明性が増大する。

【0005】

図1に示す動作特性を有するパルス酸素濃度計は、プローブオフ状態を検出し損ねる可能性がある。この問題は、センサが部分的に又は完全に患者から外れているにも関わらず、依然としてパルス酸素濃度計の動作範囲内のAC信号を検出

し続けている場合に起こる。パルス酸素濃度計は、実際にプローブが患者に適切に取り付けられていない場合でも通常の飽和度を表示する可能性があるため、プローブオフのエラーは深刻であり、不飽和化の事象を見逃す可能性がある。

【0006】

プローブオフ状態を検出し損なった結果、センサ検出器は、患者の組織を透過しなかった光を、エミッタから直接受け取る。エミッタから直接検出された光の誘発されたどんな小さな変化も、生理的信号として処理されるのに十分な信号強度を有するような、最も高い感度でパルス酸素濃度計を作動した場合、パルス酸素濃度計は、プローブオフエラーを特に受け易い。プローブオフ状態では、検出器のAC信号は、エミッタと検出器の間の直接的な光路の僅かな変化によって誘発され得る。例えば、呼吸による胸の運動などの患者の僅かな運動によって、プローブオフAC信号が誘発され得る。他の例では、折り畳みセンサを取り除いた後センサが徐々に元の形状に戻るなどの、センサ構造の「クリープ」もプローブオフAC信号を誘発する可能性がある。図1に示す動作範囲130をさらに制限することによって、プローブオフエラーを低減させることができる。しかしながら、このような制限によって、パルス酸素濃度計が、弱い灌流で患者の飽和度測定を行う能力も厳しく制限されてしまう。

【0007】

本発明は、上述のプローブオフ状態を検出するためのモニターベースの改良である。もちろん、プローブオフ状態を検出する他の方法を本発明の改良と組み合わせることもできる。特に、知的なルールベースのプロセッサは、低灌流時の性能に重大な悪影響を及ぼさずに、パルス酸素濃度計の動作範囲を制限するために、信号品質測定値を使用する。これらの信号品質動作の限界は、プローブオフ検出を向上させるために、図1の限界に付加される。このようにして、パルス酸素濃度計は、図1の動作範囲130内にある十分な信号強度を有するが、プレチスモグラフ信号ではないと思われるAC信号を拒否することができる。用いられる信号品質測定値の一つは脈拍数密度であり、これは時間ごとに検出したパルスが生理学的に許容できるモデルを満たすパーセントである。他の信号品質測定値はエネルギー比であり、これはある脈拍数で起こる信号エネルギーとその高調波の

パーセントである。こうして、パルス酸素濃度計の動作範囲は、信号強度対ゲイン、信号強度対PR密度、エネルギー比対予め定義したエネルギー比の限界によって画定される。

【0008】

本発明の一態様では、プローブオフ検出器は、信号入力、信号品質入力及びプローブオフ出力を有する。信号品質入力は、センサ出力と生理学的信号モデルとの比較に基づく。プローブオフ出力は、センサが組織部位に適切に装着されていない可能性があるという表示を与える。検出器は、信号強度計算機、信号強度と信号品質の記憶された関係及び比較器を含む。信号強度計算機は、センサ信号と通信する入力を有し、センサ信号の時間によって変化する成分に依存する信号強度出力を与える。この記憶された関係は、センサの許容可能な動作範囲を画定する。比較器は、信号強度及び信号品質を入力として有し、信号強度及び信号品質と記憶された関係との比較に基づくプローブオフ出力を与える。

【0009】

本発明の他の態様では、パルス酸素濃度計のセンサ信号は、パルス酸素濃度計が組織部位に適切に装着されているかどうかを判定するように処理される。この処理ステップは、信号品質に依存する信号強度限界を設定するステップ、センサ信号から信号強度値を計算するステップ、センサ信号から信号品質値を計算するステップ、及び信号強度が、先に決定した信号品質値の限界未満である場合にプローブオフ状態を示すステップを含む。

【0010】

図2A及び2Bは、パルス酸素濃度計の動作範囲が、本発明の一実施形態の脈拍数密度に基づいて、どのように変更されるかを例示している。PR密度の計算は、1998年12月30日に出願された米国仮出願番号第60/114,127号及び本願の譲受人に譲渡され、本明細書中に参考として援用する、1999年12月23日に出願された、"Plethysmograph Pulse Recognition Processor"という名称の米国出願番号第09/471,510号に記載されている。本明細書中で説明するプロセッサは、入力IR波形内の複数の潜在的パルスを決定する候補となるパルス部分を有する。次いでプロセッサの生理学的モデル部分が、これらの潜在的パルスのうち生理学的に許

容できるパルスを決定する。プロセッサは、許容可能なパルスに関する統計項目を提供する。ある1つの統計項目は脈拍数密度であり、これは、許容可能なパルスの周期のIR入力波形のブロック又は「スナップショット」の持続時間に対する比である。

【0011】

図2Aは、通常の感度の場合のy軸210の信号強度対x軸220のPR密度のグラフ200を示す。動作範囲260は影を付けずに示され、プローブオフ領域270は影を付けて示されている。0.02の信号強度最低値230（これより小さな値では、PR密度の全ての値に対してプローブオフ状態が存在する）が、動作範囲260の一部を決定する。即ち、どれほど多くの検出されたプレチスモグラフパルスが生理学的に許容可能であっても、信号強度が0.02未満ならば、パルス酸素濃度計はプローブオフ状態を示す。0.25の信号強度最高値250（これより大きな値では、パルス酸素濃度計がPR密度の全ての値に対して有効動作範囲にある）が、動作範囲260の別の部分を決定する。即ち、信号強度が0.25よりも大きければ、信号品質は無視される。信号強度の最低値250と最高値250の間では、許容可能な信号強度はPR密度によって変わる。この関係を定義する境界の勾配は、以下の通りである。

$$\text{勾配} = - (0.25-0.02)/(0.5-0.2) = -0.23/0.3 = -0.7667 \dots (1)$$

したがって、この境界を以下の等式で定義することができる。

$$SS = -0.7667 \cdot \text{PR密度} + 0.4033 \dots (2)$$

$$\text{PR密度} = -1.3043 \cdot SS + 0.5261 \dots (3)$$

【0012】

図2Bは、高感度の場合の、y軸210の信号強度対x軸220のPR密度のグラフ200を示す。このグラフは、信号強度の最高値250が0.05に設定されている以外、図2Aのグラフと同一である。したがって、信号強度が0.05より大きい限りは、PR密度によって示される信号の品質は無視される。

【0013】

別の信号品質の尺度であるエネルギー比もまた、絶対限界として動作範囲に加えられる。エネルギー比は、ある脈拍数で起こるIR信号エネルギーと関連する

高調波のIRエネルギー全体と比べたパーセントである。エネルギー比は、当業界で周知であるように、IR信号の各ブロックを周波数ドメインに変換することによって計算される。エネルギー比は、得られたスペクトルの各ピークを特定することによって、計算される。一実施の形態では、ある脈拍数で起こるピークとその高調波が特定され、加算される。この値を、全てのピークの大きさとエネルギー比としての出力の合計で除算する。計算が、IR信号を二乗した大きさではなく、ピークの大きさに基づくため、このように計算したエネルギー比は、真のエネルギー計算値ではないことに留意されたい。本実施の形態では、脈拍数が30以上であれば最小エネルギー比は0.6となり、その他の場合は0.5となる。即ち、信号の60%（脈拍数が低い場合は50%）がその脈拍数の周波数又はその高調波にある筈であり、パルス酸素濃度計はプローブオフ状態を示すであろう。この計算で用いる脈拍数の計算方法は、本願の譲受人に譲渡され、本明細書中に参考として援用する、1997年4月14日に出願された"Improved Signal Processing Apparatus and Method"という名称の米国特許第6,002,952号に記載されている。

【0014】

図3は、本発明の改良型プローブオフ検出器300の1つの実施の形態を示すブロック図である。検出器は、信号強度計算機310、限界セクタ330及びプローブオフ論理回路350を有する。信号強度計算機310は、IR信号312の入力を有する。この信号は、逆多重化、増幅、フィルタリング及びデジタル化の後の検出されたセンサ信号である。特定の実施の形態では、IR信号は、62.5Hzのサンプリング速度で、また、それぞれが前のブロックから25サンプルだけずれた、390個のサンプルがオーバーラップする「スナップショット」即ちブロックで、信号強度計算機310に入力される。信号強度計算機310は、図4を参照して以下に説明するように、これらの入力ブロックのそれぞれに対する信号強度スカラーのセットからなる信号強度ベクトル出力314を生成する。

【0015】

限界セクタ330は、脈拍数入力332及び感度モード入力334を有する

。感度モード入力334の値が1の場合、パルス酸素濃度計が図2Aに対応する通常の感度モードにあることを示す。値0は、パルス酸素濃度計が図2Bに対応する高感度モードにあることを示す。パルス酸素濃度計のオペレータは、この感度モードを選択する。限界セクタ330はまた、エネルギー比限界336及び信号強度限界338の出力も有し、これらの出力は、エネルギー比と信号強度の絶対最小値（この値より小さな値では、プローブオフ状態が350で示される可能性がある）としてプローブオフ論理回路350に入力される。脈拍数332及び感度モード334の入力の関係並びにエネルギー比336及び信号強度338の出力の関係を以下に説明する。

【0016】

【表1】

入力状態	選択された限界
脈拍数 ≥ 30	最小エネルギー比=0.6
脈拍数 < 30	最小エネルギー比=0.5
感度モード=0	最小信号強度=0.05
感度モード=1	最小信号強度=0.25

【0017】

プローブオフ論理回路350は、入力として、エネルギー比332、PR密度334及び信号強度ベクトル314を有する。これらの入力を、限界セクタ330からのエネルギー比限界336及び信号強度限界338の出力と比較してパルス酸素濃度計の動作範囲を決定する。プローブオフ論理回路350はまた、時間ヒューズ入力356も有する。時間ヒューズ356は、許容可能なパルスを含まないIR波形ブロックの数を示すカウンタである。許容可能なパルスは、PR密度354の計算について上記に説明したように、決定される。起動時からブロックに許容可能なパルスがない場合、時間ヒューズ356の入力値は-1になる。入力ブロックに対して許容可能なパルスが検出されなかった場合ごとに、時間ヒューズ356は0にリセットされる。許容可能なパルスがないブロックごとに、時間ヒューズ356は1だけ増分される。時間ヒューズによって、エネルギー比の限界及び信号強度の限界のその部分が最低値230よりも上になる（図2A

- 2 B)。これによって、過渡的な事象に対してプローブオフ警告が発生する可能性が低減する。特定の実施の形態では、時間ヒューズ356は-1及び5の定数と比較される。即ち、起動時から、又は先行するIR信号ブロックが5個より多くある場合に許容可能なパルスがないならば、エネルギー比の限界及び信号強度の限界が使用可能となる。

【0018】

プローブオフ論理回路350は、パルス酸素濃度計が許容可能な限界の外で動作していることをプローブオフ論理回路350が検出したときに1に設定される、ブールプローブオフ出力358を有する。そうでない場合は、プローブオフ出力358は0である。センサを検査したり再装着するか又は他の適切な処置を行うように医療従事者に警告する目的でプローブオフ警告及びエラーメッセージをトリガするために、パルス酸素濃度計でプローブオフ出力を使用することができる。プローブオフ論理回路350は、図5を参照して以下により詳細に説明する。

【0019】

図4は、信号強度計算機310(図3)をより詳細に示す。IR信号312の390個のサンプルブロックはそれぞれ、最初に410でフィルタされて、信号強度の計算に誤差を生ずるようなIR信号312のあらゆるトレンドを除去する。特定の実施の形態では、フィルター410は、50Hzと550Hzのカットオフ周波数及び形状パラメータ3.906の151タップカイザーウィンドウを有するバンドパスFIRフィルターである。その結果、150個のサンプルが390個のサンプル入力ブロックから失われる。したがって、フィルタされたIR出力412は、240個のサンプルブロックからなる。

【0020】

フィルタされたIR出力412の240個のサンプルブロックはそれぞれ、430で多数のオーバーラップするサブブロックに変換される。特定の実施の形態では、サブブロックはそれぞれ100個のサンプルからなり、各サブブロックは先行するサブブロックから10サンプルだけずれている。したがって、サブブロック変換器430は、240個のフィルタされたIRサンプルブロックのそれぞ

れに対して15個のサブブロック出力432を生成する。各サブブロックに対して最大-最小計算460を実行する。即ち、特定のサブブロックの最小のサンプルの大きさを、そのサブブロックの最大のサンプルの大きさから減算する。最大-最小出力462はそれぞれ、特定のサブブロックの信号強度を表す単一のスカラーである。スカラー-ベクトル変換器490は、最大最小出力462を合わせて、IR信号312の特定のブロックの信号強度を表す複数の信号強度値を含むベクトル出力314に変換する。

【0021】

図5は、プローブオフ論理回路350(図3)をより詳細に示す。プローブオフ論理回路350は、それぞれがブール出力を生成する3つの機能チェックを有する。エネルギー比チェック510は、エネルギー比352と、上の表に説明した限界セレクタ(図3)から出力されたエネルギー比限界336に対して比較する。エネルギー比チェック510は、エネルギー比352がエネルギー比限界336よりも小さい場合に「低エネルギー比」出力512を設定する。

【0022】

時間ヒューズチェック520は、十分に長い時間にIR信号312に許容可能なパルスが発生しないと時間ヒューズ356が示したかどうか(図3)を判定する。もし時間ヒューズがそのように示したならば、時間切れ出力522が設定される。特定の実施の形態では、時間ヒューズチェック520は、時間ヒューズ356が、起動時から又はIR信号312の5ブロックを超える長い時間許容可能なパルスがないことを示す数値である-1か又は5より大きいかを判定するコンパレータからなる。

【0023】

信号強度依存チェック530は、図2A及び2Bに関して上記に説明したように、パルス酸素濃度計が動作限界内にあるかどうかを判定する。信号強度ベクトル314によって決定された信号強度が最低値230(図2A-B)より小さい場合、信号強度異常出力534が設定される。信号強度が最低値230(図2A-B)よりも大きいか動作範囲外である場合、即ち最低値230(図2A-B)より上の影の付いた領域270(図2A-B)内にある場合、「低信号強度」出

力532が設定される。

【0024】

低エネルギー比512、低信号強度532及び時間切れ522の出力が設定された場合、論理積機能540が「低信号品質」の出力542を設定する。低信号品質542又は信号強度異常534の出力が設定された場合、論理和機能550がブローブオフ出力358を設定する。

【0025】

図6は、信号強度依存チェック(図5)の特定の実施の形態を示す。信号強度ベクトル314は、610で15個の個々の信号強度スカラー612に変換される。相対的チェック620及び絶対的チェック630を15個のスカラー612のそれぞれに実行する。各相対的チェック620は、信号強度がPR密度354に対して信号強度限界内にあるかどうかを判定する。即ち、相対的チェックの各出力622は、以下にしたがって設定される。上記の3つの式を参考のこと。

【0026】

【表2】

入力状態	結果
$SS \geq SS_{\text{限界}}$	出力 = 0
$PR_{\text{密度}} > -1.3043 \cdot SS + 0.5261$	出力 = 0
$(SS < SS_{\text{限界}}) \text{ AND } PR_{\text{密度}} < -1.3043 \cdot SS + 0.5261$	出力 = 1

【0027】

各絶対的チェック630は、信号強度が絶対最小値230(図2A-2B)よりも大きいかどうかを判定する。即ち、絶対的チェックの各出力632は、以下にしたがって設定される。

【0028】

【表3】

入力状態	結果
$SS \geq 0.02$	出力 = 0
$SS < 0.02$	出力 = 1

【0029】

15個の相対的チェックの出力622は、これらの出力622の算術和を実行する、和及び比較660によって処理される。和が5以上ならば、低信号強度出力532が設定される。即ち、信号強度ベクトル314のスカラーのうち少なくとも1/3が相対的チェック620に失敗した場合に、低信号強度が表示される。同様に、15個の絶対的チェック出力632は、これらの出力632の算術和を実行する和及び比較670によって処理される。和が5以上ならば、信号強度異常出力534が設定される。即ち、信号強度ベクトル314のスカラーのうち少なくとも1/3が絶対的チェック630に失敗した場合に、信号強度異常が表示される。

【0030】

パルス酸素濃度計のプロブオフ状態を検出するためのこの改良を、本発明の種々の実施の形態に関連させて詳細に記載してきた。これらの実施の形態は例示のためだけに記載されたもので、特許請求の範囲によって定義される本発明の範囲を限定するためのものではない。当業者なら、本発明の趣旨内の多くの改変及び変更を理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【図1】

パルス酸素濃度計の最小信号強度動作限界を例示するグラフである。

【図2A】

本発明の信号品質に基づいた、パルス酸素濃度計の他の最小信号強度動作限界を例示するグラフであり、且つ通常の入力感度モードでのパルス酸素濃度計の信号品質動作限界のグラフである。

【図2B】

本発明の信号品質に基づいた、パルス酸素濃度計の他の最小信号強度動作限界を例示するグラフであり、且つ高い入力感度モードでのパルス酸素濃度計の信号品質動作限界のグラフである。

【図3】

図2A - 2Bに例示された信号品質動作限界を提供する、ルールベースの知的なプロセッサのトップレベルブロック図である。

【図4】

図3の信号強度計算機部分の詳細なブロック図である。

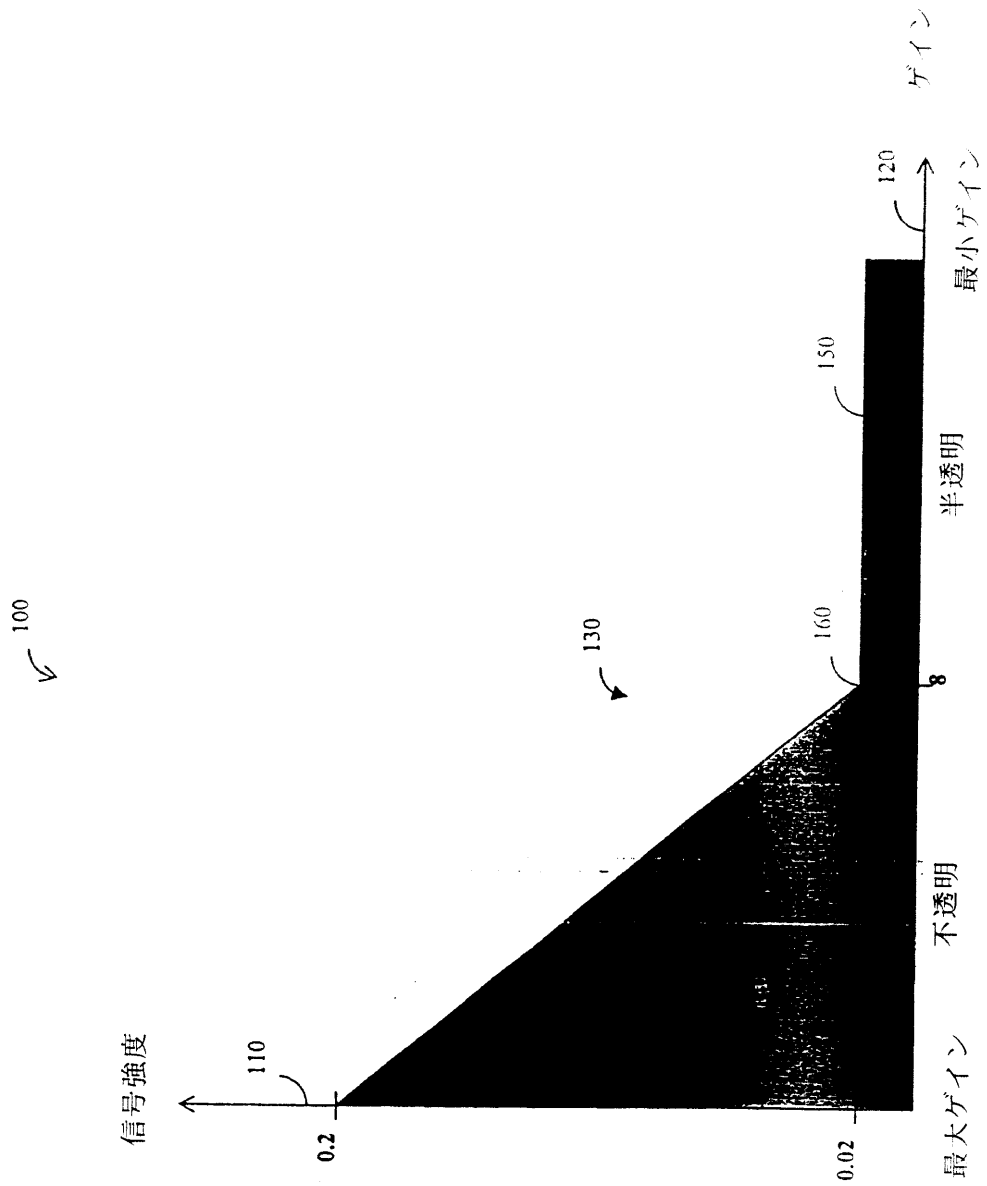
【図5】

図3のプロブオフ論理回路部分の詳細なブロック図である。

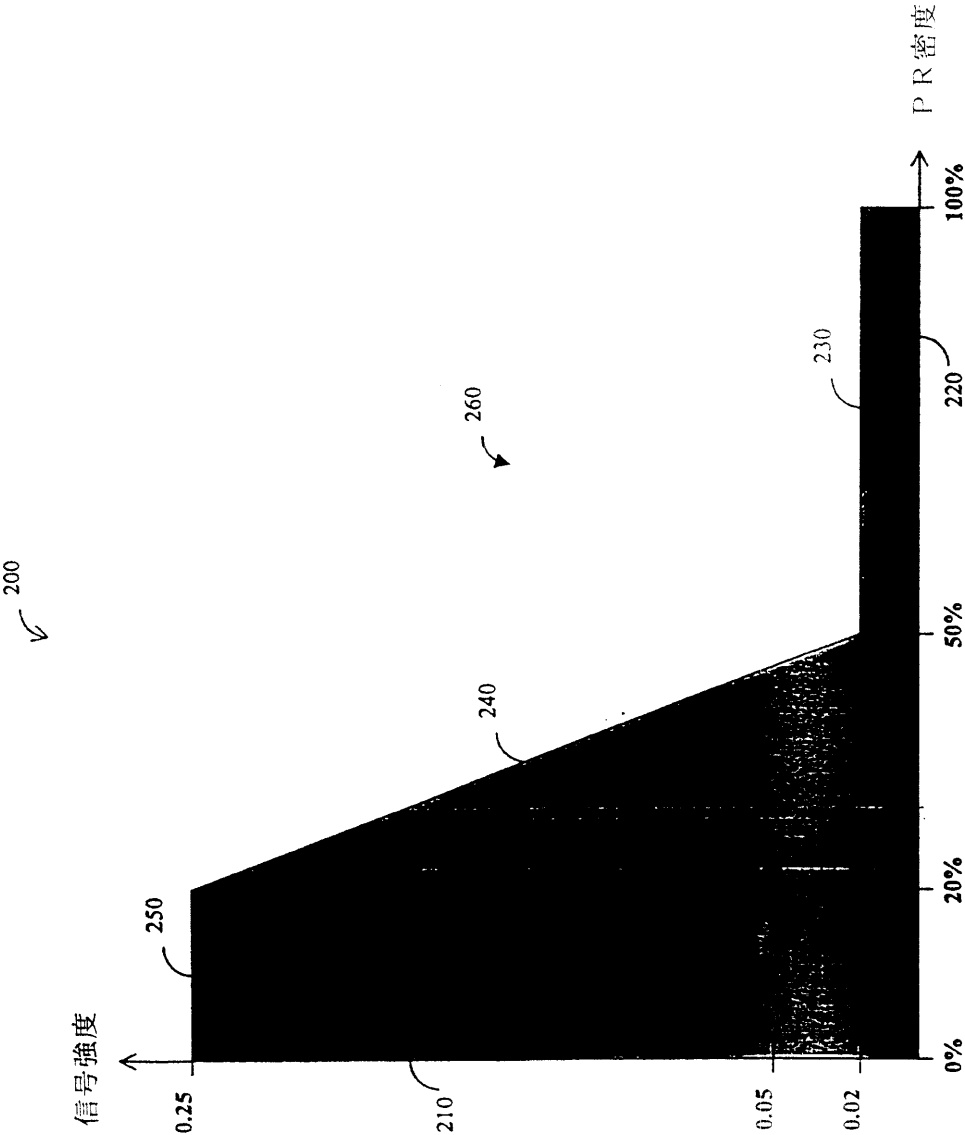
【図6】

図5の信号強度依存チェック部分の詳細なブロック図である。

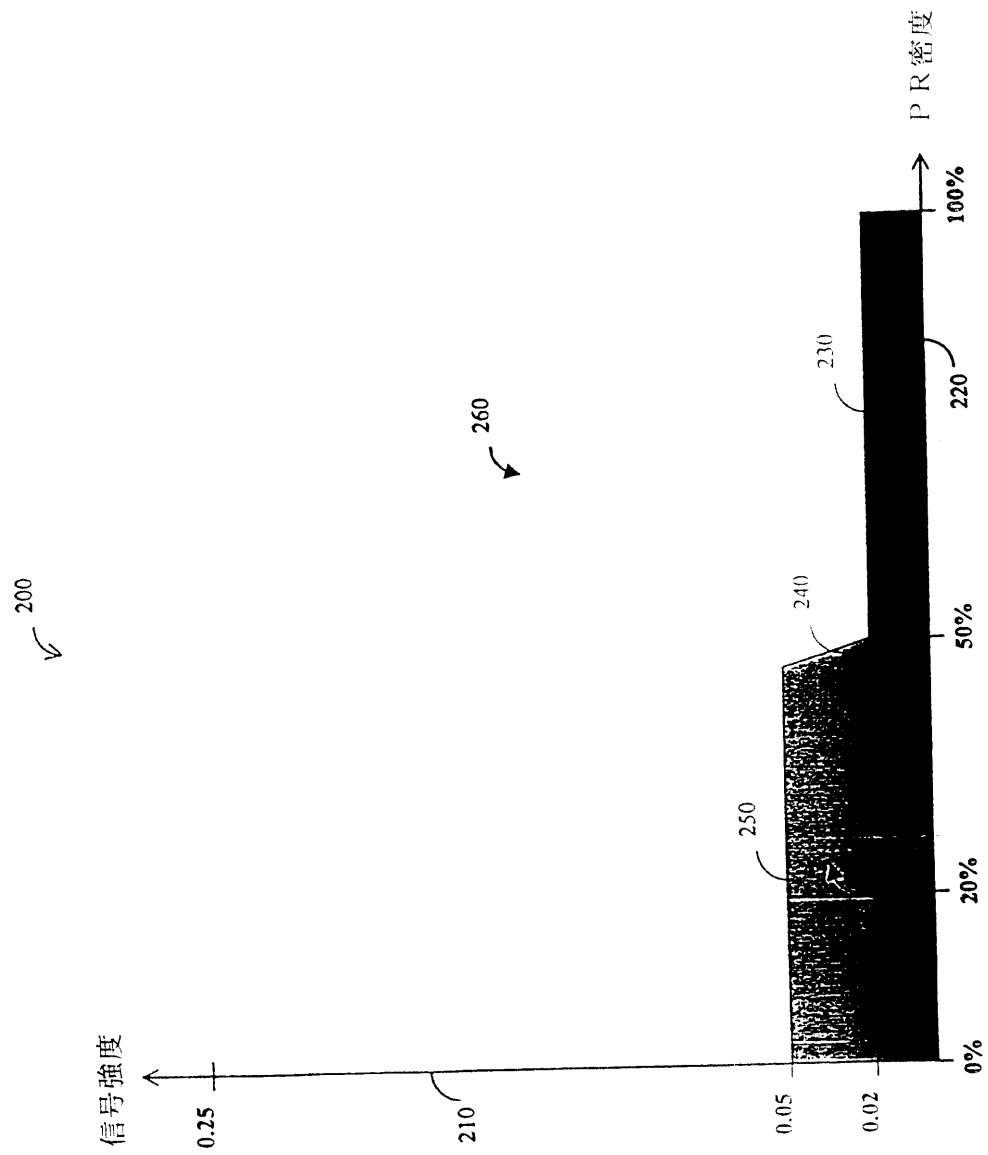
【図1】



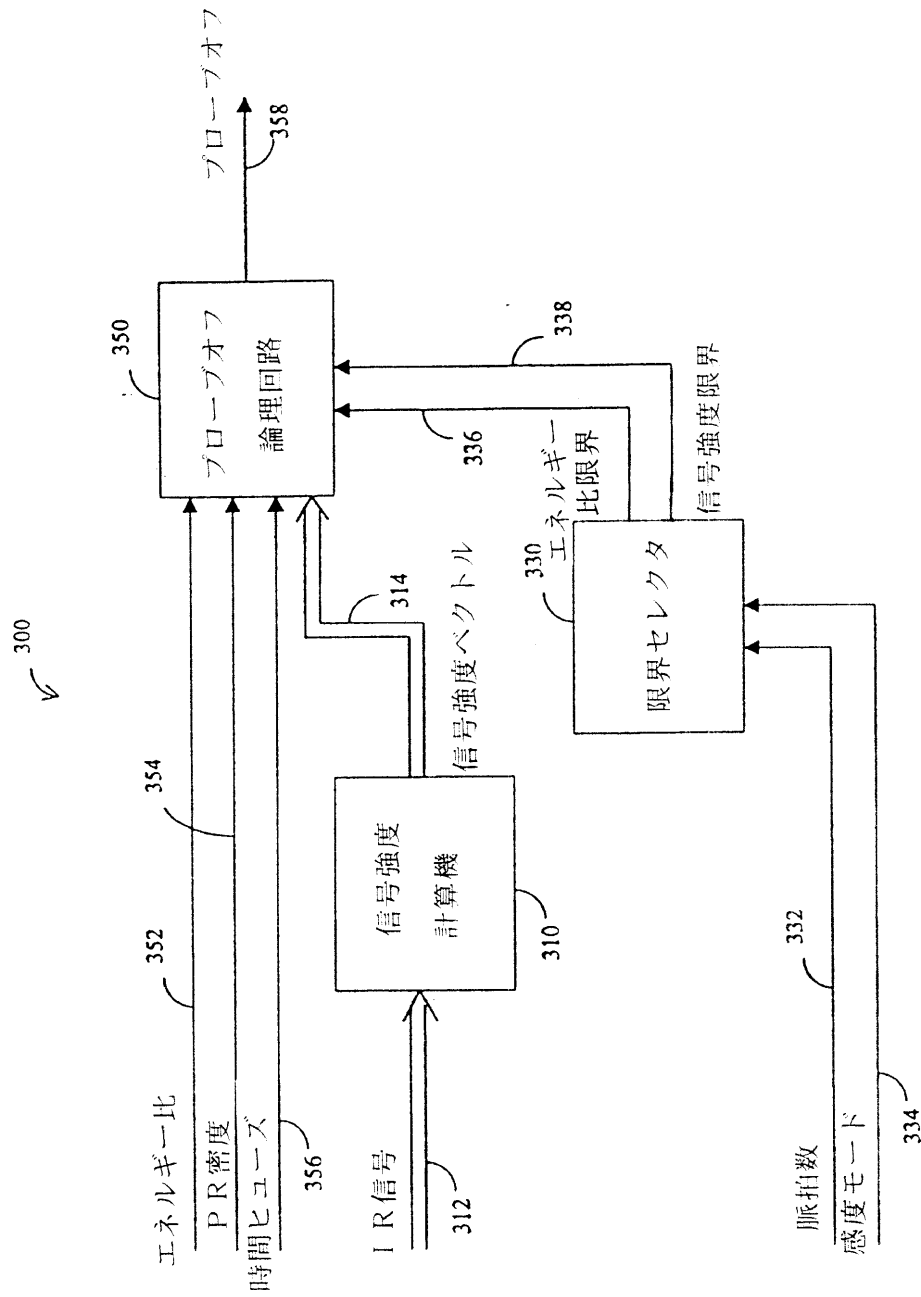
【图2A】



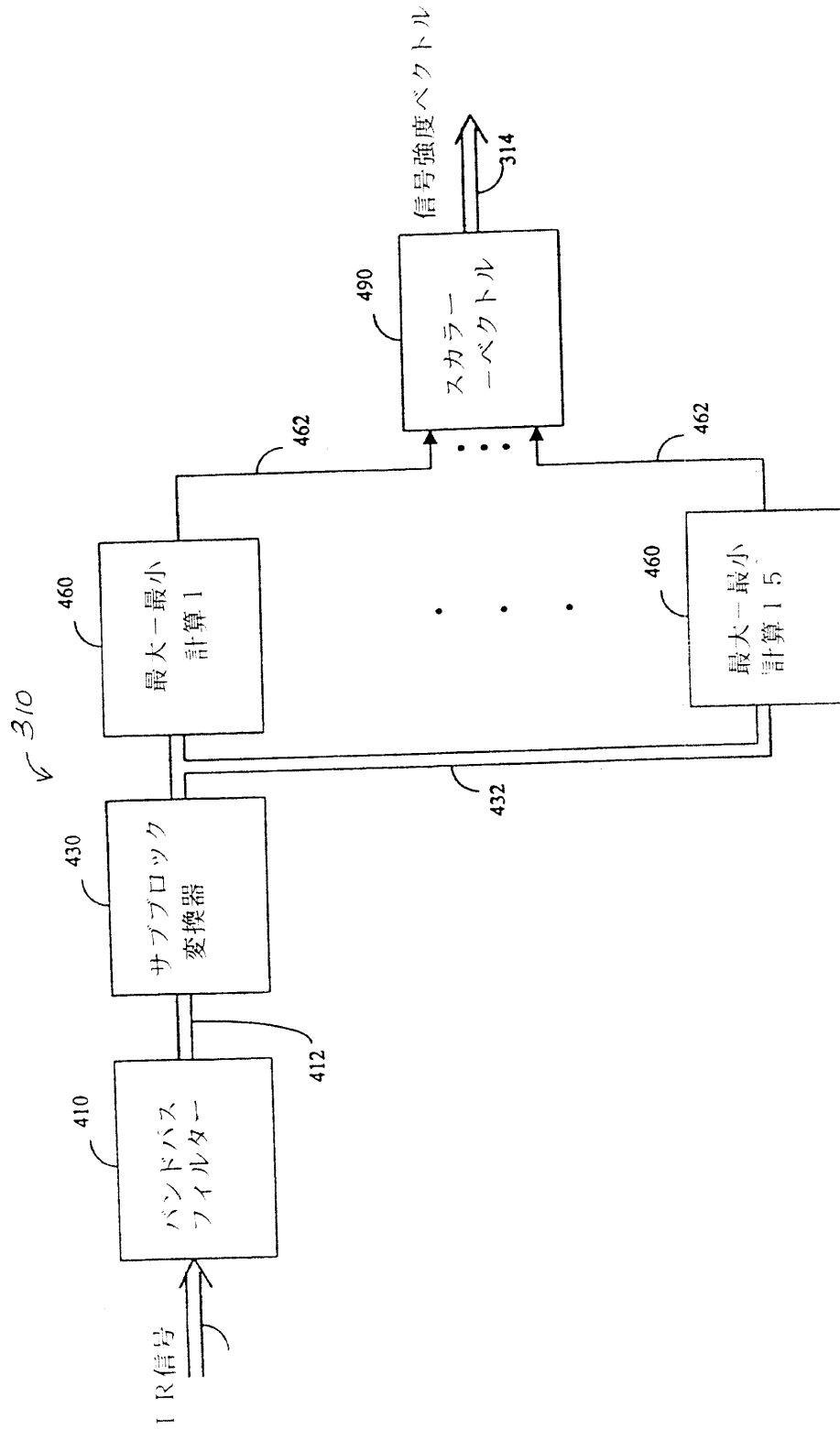
【図2B】



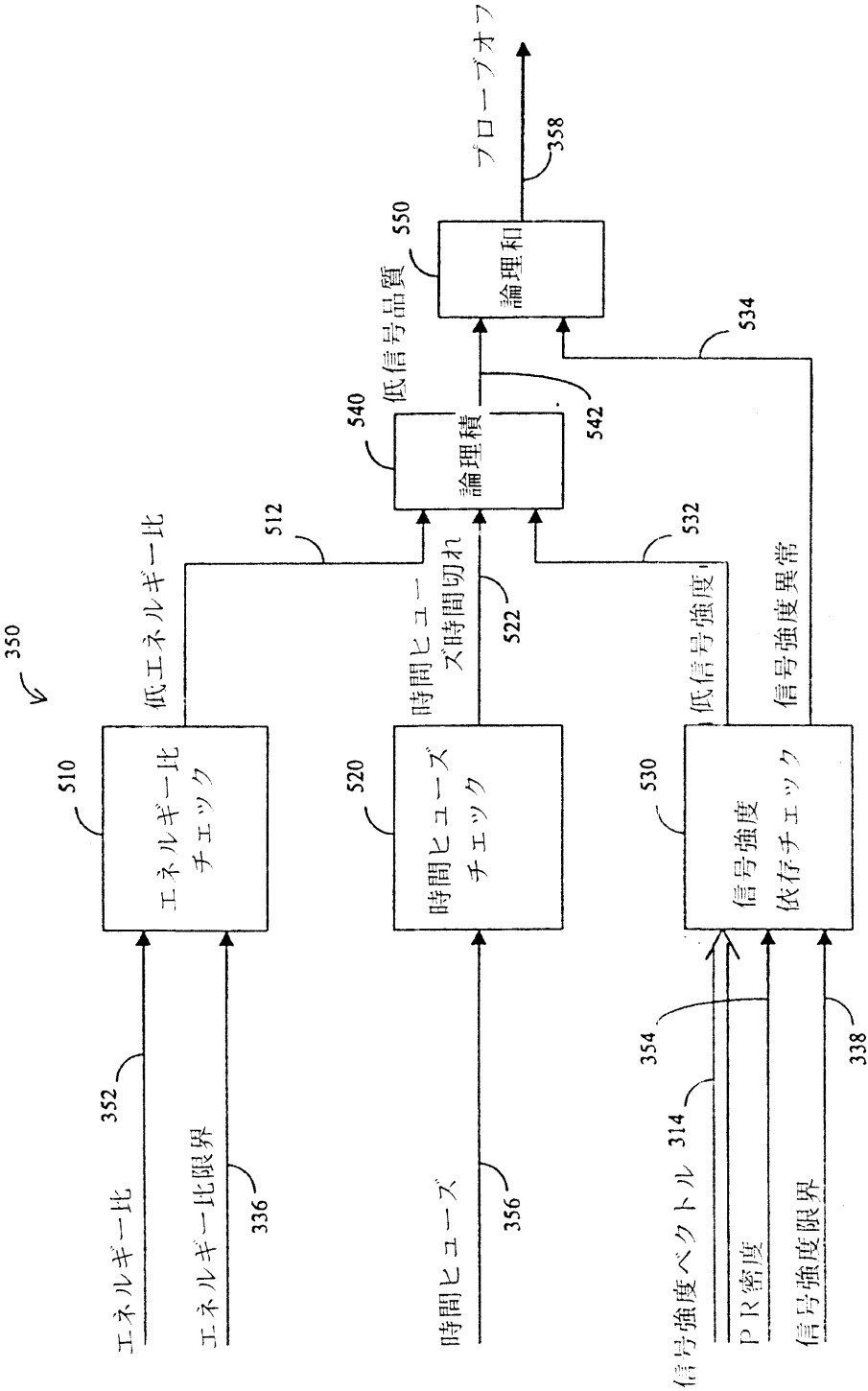
【図3】



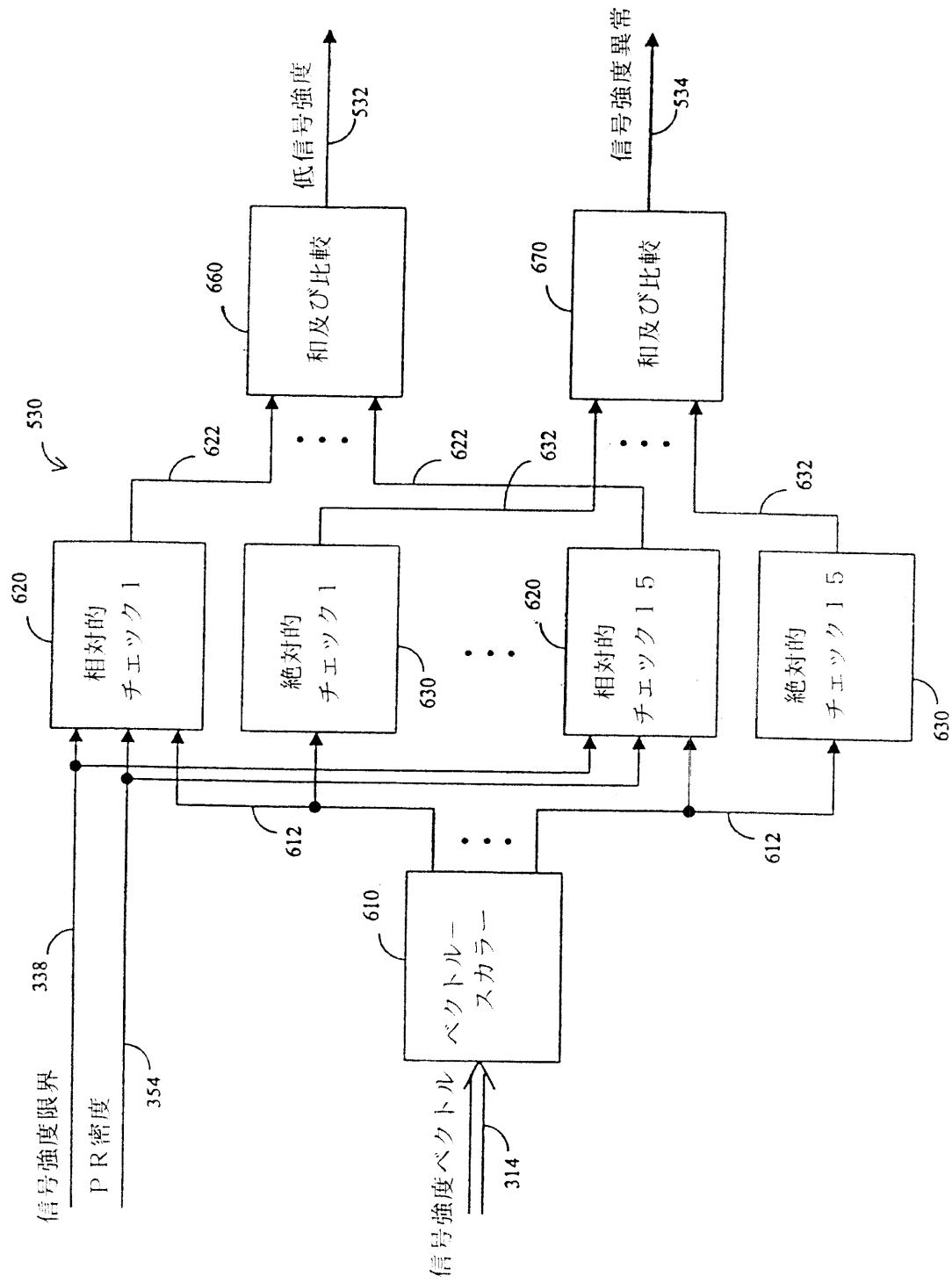
【図4】



【図5】



【図6】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/08005										
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 5/00 US CL : 600/336 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) U.S. : 600/336, 310, 323, 322, 330 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 practicable, search terms used)												
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category *</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>A</td> <td>US 5,503,148 A (POLOGE et al) 02 April 1996 (02.04.1996) column 11, lines 15 - 45.</td> <td>1-2</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	US 5,503,148 A (POLOGE et al) 02 April 1996 (02.04.1996) column 11, lines 15 - 45.	1-2				
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.										
A	US 5,503,148 A (POLOGE et al) 02 April 1996 (02.04.1996) column 11, lines 15 - 45.	1-2										
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.												
* Special categories of cited documents: <table border="0"> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"I" 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</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier application or patent published on or after the international filing date</td> <td>"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</td> </tr> <tr> <td>"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)</td> <td>"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</td> </tr> <tr> <td>"Q" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td>"&" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table>			"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"I" 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	"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"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	"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)	"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	"Q" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"I" 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											
"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"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											
"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)	"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											
"Q" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family											
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed												
Date of the actual completion of the international search 02 August 2000 (02.08.2000)		Date of mailing of the international search report 21 AUG 2000										
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer ERIC WINAKUR Telephone No. (703) 308-0858										

フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB12 BB13 CC16
EE01 EE12 GG02 GG08 HH01
JJ02 KK01 LL04 MM01 MM04
MM05 MM09 MM10 NN01 PP03
PP04
4C038 KK01 KL05 KL07 KM00 KX01
KX02

智能的基于规则的处理器 (300) 基于对脉搏血氧仪的信号强度操作范围的限制来提供信号质量。 这些限制是典型增益相关信号强度限制 (314) 的补充。 生理产生的传感器信号的出现使脉搏血氧仪可以以最小的信号强度运行, 从而使灌注不足的性能最大化。 如果传感器信号可能是由于偏离的传感器引起的信号, 则信号强度要求会提高。 因此, 信号质量限制可改善探出检测, 而不会显著影响灌注不足性能。 使用的一种信号质量度量是脉冲频率密度 (354) , 它是生理上可接受的脉冲发生的时间百分比。 如果检测到的信号包含大多数不可接受的脉冲, 则最小所需信号强度也会成比例地增加。 与脉搏频率密度结合使用的另一种信号质量度量是能量比 (352) , 它是作为脉搏频率基波和相关谐波中包含的总能量的百分比计算的。

