

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-531342

(P2004-531342A)

(43) 公表日 平成16年10月14日(2004.10.14)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/145

A 6 1 B 5/02

F I

A 6 1 B 5/14

3 1 O

A 6 1 B 5/02

Z

テーマコード (参考)

4 C O 1 7

4 C O 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 53 頁)

(21) 出願番号 特願2003-508244 (P2003-508244)
 (86) (22) 出願日 平成14年6月28日 (2002.6.28)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年12月24日 (2003.12.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2002/020674
 (87) 国際公開番号 W02003/001997
 (87) 国際公開日 平成15年1月9日 (2003.1.9)
 (31) 優先権主張番号 60/302,438
 (32) 優先日 平成13年6月29日 (2001.6.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP

(71) 出願人 500000212
 マシモ・コーポレーション
 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
 (74) 代理人 100065215
 弁理士 三枝 英二
 (74) 代理人 100094101
 弁理士 館 泰光
 (74) 代理人 100114616
 弁理士 眞下 晋一
 (74) 代理人 100124028
 弁理士 松本 公雄
 (74) 代理人 100124039
 弁理士 立花 顕治

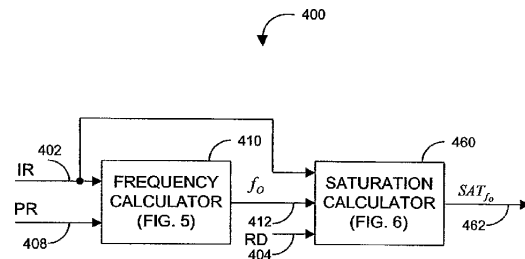
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号成分プロセッサ

(57) 【要約】

信号成分プロセッサは、基礎関数を生成し、センサの信号に関する少なくとも1つの基礎関数を特定して、生理測定値を計算する。また、信号成分プロセッサは、酸素飽和度を直接計算するものであり、ロバストな酸素飽和度を計算するパルスオキシメトリに適用することが好ましい。特に、信号成分変換値は、得られた脈拍数を中心とするウィンドウ内で計算される。信号成分変換には、正弦波基礎関数を利用するのがよく、信号成分変換の最適化は、特定の周波数又は1セットの周波数で行うのがよい。正弦波形成、又はその周波数又は周波数のセットにおける波形形成は、センサの信号の赤色光成分と赤外光成分を選択するために生成され、酸素飽和度は、これらの成分のマグニチュードの比に基づいて計算される。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生理信号と、
該生理信号によって決定された基礎関数インデックスと、
該基礎関数インデックスに従って生成された基礎関数波形と、
前記生理信号及び前記基礎関数波形によって導かれた信号成分と、
該信号成分に対応する生理測定値とを含んで構成されていることを特徴とする信号成分プロセッサ。

【請求項 2】

前記信号成分が、前記生理信号と前記波形の内積に対応していることを特徴とする請求項 1 に記載の信号成分プロセッサ。 10

【請求項 3】

前記インデックスが周波数であり、
前記波形が、前記周波数において正弦波であることを特徴とする請求項 1 に記載の信号成分プロセッサ。

【請求項 4】

さらに、前記生理信号から求められる脈拍数推定値を含み、
前記周波数が、前記脈拍数推定値を含むウィンドウから選択されることを特徴とする請求項 3 に記載の信号成分プロセッサ。

【請求項 5】

前記生理測定値が、前記信号成分のマグニチュードに対応する酸素飽和度であることを特徴とする請求項 3 に記載の信号成分プロセッサ。 20

【請求項 6】

入力信号と、
該入力信号から導かれた基礎関数インジケータと、
該インジケータに従って生成された複数の基礎関数と、
前記基礎関数に対応する前記入力信号の複数の特性と、
少なくとも 1 つの前記基礎関数を特定するための前記複数の特性の最適化とを含んで構成されていることを特徴とする信号成分プロセッサ。

【請求項 7】

前記インジケータが、脈拍数推定値であり、
前記信号成分プロセッサが、さらに、
前記脈拍数推定値を含むように構成されたウィンドウと、
該ウィンドウ内から選択された複数の周波数とを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の信号成分プロセッサ。 30

【請求項 8】

前記特性が、
前記基礎関数に対応する複数の信号のリマインダと、
前記信号のリマインダに関する複数のマグニチュードとを含み、
前記最適化が、前記マグニチュードの最低値を含むことを特徴とする請求項 6 に記載の信号成分プロセッサ。 40

【請求項 9】

前記特性が、
前記基礎関数に対応する複数の信号成分と、
前記信号成分の複数のマグニチュードとを含み、
前記最適化が、前記マグニチュードの最大値を含むことを特徴とする請求項 7 に記載の信号成分プロセッサ。

【請求項 10】

センサの信号を受信するステップと、
脈拍数の推定値を計算するステップと、

前記推定された脈拍数に近似する前記センサの信号の最適化を決定するステップと、
前記最適化に対応する周波数を定義するステップと、
前記周波数において、前記センサの信号成分に対応する生理測定値を出力するステップとを含むことを特徴とする信号成分プロセッシング方法。

【請求項 11】

前記決定するステップが、
前記センサの信号を、前記推定された脈拍数を含む周波数スペクトルに変換するサブステップと、
前記周波数の前記スペクトル指示の極値を検出するサブステップとを含むことを特徴とする請求項 10 に記載の信号成分プロセッシング方法。

10

【請求項 12】

前記変換するサブステップが、さらに
前記推定された脈拍数を含むウィンドウを画定するサブステップと、
前記ウィンドウ内で選択された複数の周波数を定義するサブステップと、
前記センサの信号から、前記選択された複数の周波数を個別にキャンセルし、複数のリメインダ信号を生成するサブステップと、
前記複数のリメインダ信号のマグニチュードを計算するステップとを含むことを特徴とする請求項 11 に記載の信号成分プロセッシング方法。

【請求項 13】

前記検出するサブステップが、前記マグニチュードの最小値の位置を決めるサブステップを含むことを特徴とする請求項 12 に記載の信号成分プロセッシング方法。

20

【請求項 14】

前記出力するステップが、
前記センサの信号の赤色光 (RD) 部及び赤外光 (IR) 部を受信するサブステップと、
前記周波数に対応する、前記 RD 部の RD 成分及び前記 IR 部の IR 成分を取り出すサブステップと、
前記 RD 成分と前記 IR 成分のマグニチュードの比に基づいて、酸素飽和度を計算するサブステップとを含むことを特徴とする信号成分プロセッシング方法。

【請求項 15】

前記取り出すサブステップが、
前記周波数における正弦波波形を生成するサブステップと、
前記波形を利用して前記 RD 成分及び前記 IR 成分を選択するサブステップとを含むことを特徴とする請求項 14 に記載の信号成分プロセッシング方法。

30

【請求項 16】

前記選択するサブステップが、
前記波形と前記 RD 部との間の内積、及び前記波形と前記 IR 部との間の内積を計算するサブステップを含むことを特徴とする請求項 15 に記載の信号成分プロセッシング方法。

【請求項 17】

前記選択するサブステップが、
前記 RD 部及び前記 IR 部から前記波形をキャンセルし、前記 RD のリメインダ及び IR のリメインダを残すサブステップと、
前記 RD 部から前記 RD のリメインダを差し引き、前記 IR 部から前記 IR のリメインダを差し引くサブステップとを含むことを特徴とする信号成分プロセッシング方法。

40

【請求項 18】

脈拍数推定値及びセンサの信号から最適な周波数を求める第1の計算手段と、
前記周波数におけるセンサの信号成分に対応する生理測定値を得るための第2の計算手段とを含んで構成されていることを特徴とする信号成分プロセッサ。

【請求項 19】

前記第1の計算手段が、
前記脈拍数推定値を含むウィンドウ内で、複数の選択された周波数に対応する複数の信号

50

値を決定する、信号成分変換手段と、

前記センサの信号の最適化に対応する前記選択された周波数のうち、1つの特定な周波数を決定するための検出手段とを含むことを特徴とする請求項18に記載の信号成分プロセッサ。

【請求項20】

前記第2の計算手段が、

前記周波数において正弦波信号を生成する波形生成手段と、

前記正弦波信号を基に、前記センサの信号成分を決定する周波数選択手段と、

前記信号成分に対応する比を求める計算手段とを含むことを特徴とする請求項19に記載の信号成分プロセッサ。

10

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

人体では酸素が十分に供給されない場合脳にダメージが生じ、ものの数分で死に至る可能性がある。したがって、危機的な状態、外科的な応用などの医療分野では、血液の酸素濃度が低いことを早期に検出することが、極めて重要である。

【0002】

パルスオキシメトリ(酸素濃度測定)は、動脈血の酸素飽和度を測定し、酸素供給の指針を与えるものとして、広く受け容れられている非侵襲的測定法である。パルスオキシメータ(酸素濃度計)は、通常患者の酸素飽和度と脈拍数を、数字で読み取る計器である。このパルスオキシメトリシステムは、患者に接触するセンサと、モニタと、センサとモニタとを接続するケーブルで構成されている。

20

【0003】

従来、パルスオキシメトリセンサには、赤色光(RD)と赤外光(IR)とを放射する発光ダイオード(LED)エミッタ、及びフォトダイオード検出器の両方が用いられている。このパルスオキシメータによる測定は、センサから放射された2つの波長の光が、動脈血で吸収されることに基づいている。パルスオキシメータでは、RDセンサエミッタとIRセンサエミッタとが交互に作動し、放射されたRD又はIRに対するセンサの信号が読み取られる。読み取られる信号は、検出されたRDとIRの強度に比例するフォトダイオードで発生した電流値であり、この測定法は、動脈血の酸素飽和度を求めるための方法として、この技術分野ではよく知られている。

30

【0004】

パルスオキシメータは、センサを制御し、センサからの信号を処理し、患者の血液の酸素飽和度と脈拍数を表示するための回路を備えている。

【発明の開示】

【0005】

図1Aは、プレチスモグラフ(Plethysmograph:容積脈拍計)の波形110を示すグラフであり、この波形は、横軸102の時間経過に対する縦軸101の血液量によって表示されている。プレチスモグラフの波形110の形は、心拍動容量、圧力勾配、動脈の弾性及び末梢抵抗の関数である。理想的には、波形110は、心室収縮の間の時間が短く、急勾配の流入フェーズ111に続き、通常それより3~4倍長い心臓拡張の間の流出フェーズ112を示す。一般に、ディクロティックノッチ(dicrotic notch:重複切痕)116は、心室収縮の終わりに大動脈弁の閉塞によって生じるものと考えられている。

40

【0006】

図1Bは、上記の波形に対応するRDセンサ又はIRセンサの信号s(t)130を示すグラフである。通常のプレチスモグラフで得られる波形110(図1A参照)は、血液量に関する関数であり、光吸収プロフィールを示している。しかし、パルスオキシメータは、直接光の吸収を検出するものではないので、直接プレチスモグラフの波形110を測定するものではない。ただし、IRセンサ又はRDセンサの信号は、波形110と180°位相を異にするものである。すなわち、ピークが検出された強度134は、最小吸収11

50

4で発生し、最小値が検出された強度138は、最大吸収118で発生する。

【0007】

図1Cは、信号 $s(t)$ に対応するスペクトルを示すグラフであり、横軸106の周波数に対する縦軸105の信号スペクトル強度 $|S(\omega)|$ の関係が表示されている。プレスチモグラフのスペクトルには、高品位と低品位の両方の条件に対応する高品位の信号150と低品位の信号160が表示されている。パルスオキシメータのセンサの信号が、動きの影響や雑音の影響を受けると、低品位の信号になる。

【0008】

本発明の譲受人に譲渡され、本明細書に参考文献として引用されている、米国特許第5,632,272号に記載されているような信号処理技術は、患者の動きやその他の低品位の信号条件下であっても、パルスオキシメトリが正常に機能するようになっている。プレスチモグラフのエネルギーは、脈拍基本周波数172に集中し、高調波周波数174、176と関係を有していることが理想的である。その場合、動きや雑音の影響を軽減することが可能であり、パルスオキシメトリ測定は、脈拍数に関係しないセンサからの信号周波数をフィルタリングすることによって向上させることができる。

【0009】

しかし、信号品位が低い条件下では、周波数スペクトルが悪影響を受け、脈拍の基本周波152と高調波154、156とが曖昧になるか又はマスクされ、計算される脈拍数に誤差が生じるという結果になる。さらに、脈拍数は、測定時期が異なると、著しく変化する可能性があり、生理的に動的である。

【0010】

したがって、プレスチモグラフの最大エネルギーは、信号品位が高い条件や安定した脈拍数の場合以外は、計算される脈拍数に対応しない可能性がある。さらに、ノルマライズされた赤色光と赤外光との比などの光学的密度比から計算される、脈拍数に関する酸素飽和値は、計算される脈拍数の誤差に対して敏感な可能性がある。したがって、酸素飽和度測定のロバストさ(robustness)を高めるために、最大信号エネルギーなどの最適化に対応するセンサの信号成分を識別することによって、測定される脈拍数の精度を改善することが望ましい。

【0011】

本発明に係る信号成分プロセッサの1つは、生理信号、信号によって決定される基礎関数インデックス、前記インデックスに応じて生成される基礎関数波形、センサからの信号と前記波形によって求められる信号成分、及び該信号成分に対応する生理測定値を含んでいる。1つの実施の形態では、前記信号成分が、前記センサの信号と前記波形の内積に対応している。別の実施の形態では、前記インデックスが周波数であり、前記周波数の波形が正弦波(sinusoid)である。

【0012】

上記の実施の形態において、信号成分プロセッサは、周波数が脈拍数推定を含むウィンドウから選択される信号から求められる脈拍数推定値を、さらに含んでもよい。前記生理測定値は、前記信号成分のマグニチュードに対応する酸素飽和度であってもよい。

【0013】

本発明に係る別の信号成分プロセッサは、信号入力、該信号入力から導かれる基礎関数インジケータ、該インジケータに従って生成される複数の基礎関数、前記基礎関数に対応する前記信号入力の複数の特性、及び前記特性の最適化を含み、前記基礎関数のうちの少なくとも1つを特定するものである。1つの実施の形態では、前記インジケータが脈拍数推定値であり、前記プロセッサが、脈拍数推定値と、ウィンドウ内で選択された複数の周波数とを含むように構成されたウィンドウを、さらに備えている。

【0014】

別の実施の形態では、特性が、前記基礎関数に対応する複数の信号リメインダと、前記複数の信号リメインダのマグニチュードとを含んでいる。上記の実施の形態では、前記最適化には、前記マグニチュードの最小値を含んでいる。さらに別の実施の形態では、前記特

10

20

30

40

50

性が、基礎関数に対応する複数の信号成分及びそれらの信号成分に関する複数のマグニチュードを含んでいる。この実施の形態では、最適化がマグニチュードの最大値を含んでいる。

【0015】

信号成分のプロセッシング方法は、センサの信号を受信するステップと、脈拍数の推定値を計算するステップと、推定された脈拍数に近似するセンサの信号の最適化を決定するステップと、最適化に対応する周波数を定義するステップと、前記周波数において、センサの信号成分に対応する生理測定値を出力するステップとを含んでいる。1つの実施の形態では、決定するステップが、前記センサの信号を、前記推定された脈拍数を含む周波数スペクトルに変換するサブステップと、前記周波数のスペクトル指示の極値を検出するサブステップとを含んでいる。 10

【0016】

前記変換するサブステップは、さらに、推定された脈拍数を含むウィンドウを画定するサブステップと、前記ウィンドウ内で選択された複数の周波数を定義するサブステップと、前記センサの信号から個別に前記選択された周波数をキャンセルし、複数のリメインダ信号を生成するサブステップと、前記複数のリメインダ信号のマグニチュードを計算するサブステップとを含んでもよい。また、前記検出するステップは、マグニチュードの最小値の位置を決めるサブステップを含んでもよい。

【0017】

別の実施の形態では、センサの信号の赤色(RD)部及び赤外(IR)部を入力するサブステップと、前記周波数に対応する前記RD部のRD成分及びIR部のIR成分を取り出すサブステップと、RD成分とIR成分のマグニチュードの比に基づいて、酸素飽和度を計算するサブステップとを含んでいる。前記取り出すサブステップは、さらに、前記周波数において正弦波波形を生成するサブステップと、前記波形を利用して前記RD成分及びIR成分を選択するサブステップとを含んでもよい。 20

【0018】

前記選択するサブステップは、さらに、前記波形と前記RD部との間の内積及び前記波形と前記IR部との間の内積を計算するサブステップを含んでもよい。前記選択するサブステップは、さらに、RD部及びIR部から波形をキャンセルして、RDのリメインダ及びIRのリメインダを残すサブステップと、RD部からRDのリメインダを差し引き、IR部からIRのリメインダを差し引くサブステップとを含んでもよい。 30

【0019】

さらに別の信号成分プロセッサは、脈拍数推定値及びセンサの信号を基に、最適化周波数を求めるための第1の計算手段と、前記周波数におけるセンサの信号成分に対応する生理測定値を求めるための第2の計算手段とを含んでいる。

【0020】

1つの実施の形態では、前記第1の計算手段が、前記脈拍数推定値を含むウィンドウ内で、複数の選択された周波数に対応する複数の信号値を決定するための信号成分変換手段と、前記センサの信号の最適化に対応する選択された周波数のうち、1つの特定の周波数を決定するための検出手段とを含んでいる。前記第2の計算手段は、前記周波数における正弦波信号を生成するための波形生成手段と、前記正弦波信号を基に前記センサの信号成分を決定するための周波数選択手段と、前記信号成分に対応する比を求めるための計算手段とを含んでもよい。 40

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

図2及び図3は、信号成分を処理する例を示すグラフである。信号成分の処理は、脈拍数に基づいて、飽和度を直接的に計算する方法を提供するものであることが好ましい。例えば、全体の周波数スペクトルを導くFFT(高速フーリエ変換)などの周波数変換の計算を行う必要はない。むしろ、信号成分の処理は、より詳細に以下に説明するように、特定の信号成分を1つだけ選び出し、さらに、脈拍数に基づく飽和度の計算を改良する方法に 50

関するもので、その方法が提供されるものであることが好ましい。

【0022】

図2は、図1Cに関して説明した、センサの高品位の信号スペクトル150と、低品位の信号スペクトル160とを示すグラフである。周波数ウィンドウ220が設定され、そこには、脈拍数推定値PR210が含まれる。脈拍数の推定は、本発明の譲受人に譲渡され、本明細書に参考文献として引用されている、「信号処理装置及び方法」という名称の米国特許第6,002,952号公報に開示されている方法によって計算することができる。最適な信号の周波数成分 f_0 に対応するウィンドウ220内で、探査が行われる。特に、PR210を含む選択された周波数230が、ウィンドウ220内で画定される。次に、これらの周波数230のそれぞれにおける信号 $s(t)$ の成分に対して、エネルギー、パワーまたは他の信号特性の極値に関する最適な指示値が調査される。別の実施の形態では、信号 $s(t)$ の成分が、ウィンドウ220内の連続した周波数範囲において、最適化(optimization)に関して調査される。

10

【0023】

図3は、図2に示したグラフの一部を拡大して示すグラフである。高品位の信号スペクトル150と低品位の信号スペクトル160に重ねて表示されているのは、信号成分変換値310である。

【0024】

1つの実施の形態では、信号成分変換値310は、センサ信号のエネルギーの指示値であり、ウィンドウ220内で選択された信号の周波数230を基に計算される。信号成分変換値310には極値320があり、この極値320は、本実施の形態では、選択された周波数230のうちの特定な1つの周波数330に対応するエネルギーの最適化を示す。極値320は、例えば、最大値、最小値又は変曲点である。また、説明する本実施の形態では、変換値310の各点は、選択された周波数の1つでセンサの信号成分をキャンセルした後に残った信号(リメインダ信号)のマグニチュード(magnitude)である。図3に示した極値320は最小値であり、この最小値は、その極値に対応する周波数330をキャンセルすることは、最も大きな信号エネルギーを取り除くことを示している。

20

【0025】

図示していないが、別の実施の形態では、変換値310は、選択された周波数230のそれぞれで、信号成分のマグニチュードとして計算される。その実施の形態では、極値は最大値であり、その最大値は、対応する周波数でエネルギー信号が最も大きい。信号成分の変換結果によって、信号成分変換値310の極値320の周波数を基に、周波数 f_0 330が特定される。次に、周波数 f_0 330が、酸素飽和度の計算に用いられる。

30

【0026】

図4～図8を参照して、信号成分の変換と対応する酸素飽和度の計算を詳細に説明する。信号成分の処理については、脈拍数推定値PRを含むウィンドウ内で特定の周波数を識別することに関連して、上記のように説明したとおりである。一方、同様の手順によって、2PR、3PRなどに関する処理を実行することが可能であり、複数の周波数 f_{01} 、 f_{02} などが識別され、それらの値を、同様に、酸素飽和度の計算に使用することができる。

【0027】

信号成分変換値310には、これらの周波数の数又は間隔は無制限であり、選択された任意のセットに対して計算することができるという利点がある。このように、信号成分変換値310は、フーリエ変換FFTや、その他の標準的な周波数変換とは相違している。例えば、FFTは、 f_s/N の解像度の間隔で、Nが均等に分散した周波数に限定されている。ここで、Nは信号のサンプル数であり、 f_s はサンプリング周波数である。すなわち、高速フーリエ変換に関しては、比較的高いサンプリング速度、比較的大きいレコード長さ又はその両者が、周波数に対する比較的高い解像度を達成するのに必要である。

40

【0028】

ここで説明されている信号成分の処理には、そのような制限がない。さらに、信号成分変換値310は、対象とする周波数範囲だけについて計算すればよい。FFTやそれに類し

50

た周波数変換は、その変換が、部分的には、サンプリング周波数 f_s によって決定される範囲内で、すべての周波数に対して計算されるので、信号成分処理より、計算に対する負荷が大きい。

【 0 0 2 9 】

図 4 ~ 図 7 は、1つの実施の形態に係る信号成分プロセッサを示すブロック図である。図 4 は、信号成分プロセッサ 400 に係るトップレベルの機能的構成を示すブロック図である。この信号成分プロセッサ 400 は、周波数計算器 410 と飽和度計算器 460 とを備えている。周波数計算器 410 には、I R 信号 402 及び脈拍数推定値である P R 信号 408 が入力され、周波数計算器 410 から、信号の周波数成分 f_0 信号 412 が出力される。周波数計算器 410 は、P R 信号 408 に基づいて信号成分変換を実行して、図 2 ~ 図 3 に示したように、出力する f_0 信号 412 を決定する。図 5 を参照し、周波数計算器 410 を、さらに詳細に説明する。

10

【 0 0 3 0 】

別の実施の形態では、周波数計算器 410 は、I R 信号 402 に置き換えられるか、又は I R 信号 402 に追加された R D 信号に基づいて、 f_0 信号 412 を決定する。同様に、当業者であれば、 f_0 が、様々なセンサの波長に対応する 1 つ以上の入力に基づいて、周波数計算器 410 で決定されることを認識することができるであろう。

【 0 0 3 1 】

飽和度計算器 460 には、I R 信号 402、R D 信号 404、信号の周波数成分 f_0 信号 412 が入力され、飽和度計算器 460 から酸素飽和度 SAT_{f_0} 462 が出力される。図 6 に示されているように、飽和度計算器 460 は、信号の周波数成分 f_0 信号 412 における I R 信号 402 の入力値と R D 信号 404 の入力値を決定して、 SAT_{f_0} 462 を決定するために、それらの値の比を計算する。I R 信号 402 と R D 信号 404 の入力値は、次の (1) 式のように表すことができる。

20

【 0 0 3 2 】

【 数 1 】

$$IR = \begin{bmatrix} IR_0 \\ \vdots \\ IR_{N-1} \end{bmatrix}; \quad RD = \begin{bmatrix} RD_0 \\ \vdots \\ RD_{N-1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

30

ここで、N はそれぞれの信号入力のサンプル数である。

【 0 0 3 3 】

図 5 に、1つの実施の形態に係る周波数計算器 410 のブロック図を示した。この特定の実施の形態では、周波数計算器 410 の機能的構成は、ウィンドウ生成部 520、周波数キャンセル部 540、マグニチュード計算部 560、及び最小値決定部 580 で構成されている。ウィンドウ生成部 520、周波数キャンセル部 540、及びマグニチュード計算部 560 は、図 3 を参照して説明したように、信号成分の変換値 310 (図 3 参照) を作成するために組み込まれている。最小値決定部 580 は、信号成分変換値の極値 320 (図 3 参照) の位置を決定する。この極値 320 は、 f_0 信号 412 を特定するものであり、すでに図 3 に示した。

40

【 0 0 3 4 】

図 5 に示したように、ウィンドウ生成部 520 には P R 信号 408 が入力され、ウィンドウ生成部 520 は、1 セットの選択された周波数 230 (下記 (2) 式) が含まれる P R 210 に関するウィンドウ 220 を画定する (図 3 参照)。

【 0 0 3 5 】

【 数 2 】

$$\{f_m; m = 0, \dots, M-1\}; \quad f = \begin{bmatrix} f_0 \\ \vdots \\ f_{M-1} \end{bmatrix} \quad (2)$$

ここで、Mはウィンドウ220内で選択された周波数230の数である（図3参照）。

【0036】

ウィンドウ生成部520は、正弦波信号 X_f 、 Y_f 522を出力する。これらの信号は、1セットの正弦波形 $X_{n,f}$ 、 $Y_{n,f}$ 522であり、それぞれが、選択された周波数230のセット内の1つに対応している。特に、 X_f 、 Y_f は、(3a)式、(3b)式によって表される。

【0037】

【数3】

$$X_f = \begin{bmatrix} x_{0,f} \\ \vdots \\ x_{N-1,f} \end{bmatrix}; \quad Y_f = \begin{bmatrix} y_{0,f} \\ \vdots \\ y_{N-1,f} \end{bmatrix} \quad (3a)$$

$$x_{n,f} = \sin(2\pi fn); \quad y_{n,f} = \cos(2\pi fn) \quad (3b)$$

【0038】

図5に示したように、周波数キャンセル部540には、信号IR402と、 X_f 及び Y_f 522とが入力され、周波数キャンセル部540から、リメインダ（remainder:残り）信号 R_f 542が出力される。リメインダ信号 R_f 542は、それぞれ、正弦波形 $X_{n,f}$ 、 $Y_{n,f}$ の1つに対応する、1セットのリメインダ信号 $r_{n,f}$ である。それぞれの選択された周波数 f 230に対して、周波数キャンセル部540では、リメインダ信号 $r_{n,f}$ を生成するために、入力信号IR402から、その周波数成分がキャンセルされる。すなわち、周波数キャンセル部540は、下記の(4a)式、(4b)式で表されるリメインダ信号 R_f 542を生成する。

【0039】

【数4】

$$R_f = \begin{bmatrix} r_{0,f} \\ \vdots \\ r_{N-1,f} \end{bmatrix} \quad (4a)$$

$$R_f = IR - \frac{IR \cdot X_f}{|X_f|^2} X_f - \frac{IR \cdot Y_f}{|Y_f|^2} Y_f \quad (4b)$$

【0040】

さらに、図5に示したように、マグニチュード計算部560に、リメインダ信号 R_f 542が入力されて、マグニチュード計算部560で、(5)式に示すマグニチュード信号 W_f 562が生成される。

【0041】

【数5】

$$W_f = |R_f| = \sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} r_{n,f}^2} \quad (5)$$

【 0 0 4 2 】

さらに、図 5 に示したように、最小値決定部 5 8 0 に、マグニチュード信号 W_f 5 6 2 が入力され、信号の周波数成分 f_0 の出力信号が生成される。信号の周波数成分 f_0 は、下記 (6) 式で表される最小のマグニチュード W_{f_0} に関する特定の周波数である。

【 0 0 4 3 】

【 数 6 】

$$W_{f_0} = \min \{ W_f \} \quad (6)$$

【 0 0 4 4 】

10

図 6 は、飽和度計算器 4 6 0 の機能的構成を示すブロック図であり、飽和度計算器は、正弦波生成部 6 1 0、周波数選択部 6 2 0、6 4 0、及び比率計算部 6 7 0 で構成されている。正弦波生成部 6 1 0 には、信号の周波数成分 f_0 2 0 8 が入力され、正弦波生成部 6 1 0 から、周波数 f_0 の正弦波波形の信号 X_{f_0} 、 Y_{f_0} 6 1 2 が出力される。周波数選択部 6 2 0、6 4 0 には、センサ信号の入力である I R 信号 2 0 2 及び R D 信号 2 0 4 のうちのいずれかと、正弦波波形信号 X_{f_0} 、 Y_{f_0} 6 1 2 とが入力される。周波数選択部 6 2 0、6 4 0 は、マグニチュード出力 Z_{IR, f_0} 6 2 2 及び Z_{RD, f_0} 6 4 2 を出力する。これらの出力値は、周波数 f_0 におけるセンサの I R 信号 2 0 2 及び R D 信号 2 0 4 の周波数成分である。前記 3 (a) 式より (7) 式が導かれる。

【 0 0 4 5 】

20

【 数 7 】

$$X_{f_0} = \begin{bmatrix} x_{0,f_0} \\ \vdots \\ x_{N-1,f_0} \end{bmatrix}; \quad Y_{f_0} = \begin{bmatrix} y_{0,f_0} \\ \vdots \\ y_{N-1,f_0} \end{bmatrix} \quad (7)$$

次に、(1) 式を参照する。

【 0 0 4 6 】

【 数 8 】

30

$$Z_{IR, f_0} = \left| \frac{IR \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} + \frac{IR \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \right| = \sqrt{\frac{(IR \cdot X_{f_0})^2}{|X_{f_0}|^2} + \frac{(IR \cdot Y_{f_0})^2}{|Y_{f_0}|^2}} \quad (8a)$$

$$Z_{RD, f_0} = \left| \frac{RD \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} + \frac{RD \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \right| = \sqrt{\frac{(RD \cdot X_{f_0})^2}{|X_{f_0}|^2} + \frac{(RD \cdot Y_{f_0})^2}{|Y_{f_0}|^2}} \quad (8b)$$

【 0 0 4 7 】

説明を簡単にするために、8 (a) 式と 8 (b) 式は、一般にはそうでないが、 X_{f_0} と Y_{f_0} の外積 (cross-product) がゼロであると仮定する。比率計算・マッピング部 6 7 0 には、 Z_{IR, f_0} 6 2 2 及び Z_{RD, f_0} 6 4 2 が入力され、比率計算・マッピング部 6 7 0 から、 SAT_{f_0} 2 6 2 が出力される。 SAT_{f_0} 2 6 2 は (9) 式で表される。

【 0 0 4 8 】

【 数 9 】

$$SAT_{f_0} = g \left\{ \frac{Z_{RD, f_0}}{Z_{IR, f_0}} \right\} \quad (9)$$

ここで、 g は、酸素飽和度に対する赤色光 / 赤外光比 (red-over-IR) のマッピングであり

50

、例えば、経験的に求められるルックアップテーブルである。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、上記の周波数選択部 6 2 0 (図 6 参照) に係る別の実施の形態を示すブロック図である。この実施の形態では、図 5 に示した周波数キャンセル部 5 4 0 及びマグニチュード計算部 5 6 0 が、周波数選択を実行することにも用いられる。特に、周波数キャンセル部 5 4 0 には、I R 信号 2 0 2 と X_{f_0} 、 Y_{f_0} 6 1 2 が入力され、周波数キャンセル部 5 4 0 から、リメインダ信号 R_{f_0} 7 1 2 が出力される。ここで、 R_{f_0} 7 1 2 は、(1 0) 式のとおりである。

【 0 0 5 0 】

【 数 1 0 】

$$R_{f_0} = IR - \frac{IR \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} - \frac{IR \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \quad (10)$$

10

【 0 0 5 1 】

I R 信号 2 0 2 からリメインダ信号 R_{f_0} 7 1 2 を差し引くことによって、(1 1) 式が得られる。

【 0 0 5 2 】

【 数 1 1 】

$$Z_{f_0} = IR - \left[IR - \frac{IR \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} - \frac{IR \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \right] = \frac{IR \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} + \frac{IR \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \quad (11)$$

20

【 0 0 5 3 】

ここで、 Z_{f_0} 7 2 2 は周波数 f_0 における I R 信号 2 0 2 の成分である。マグニチュード計算部 5 6 0 には、 Z_{f_0} 7 2 2 が入力され、計算が行われる。なお、下記の (1 2) 式は、上記の 8 (a) 式と同じである。

【 0 0 5 4 】

【 数 1 2 】

$$|Z_{f_0}| = \left| \frac{IR \cdot X_{f_0}}{|X_{f_0}|^2} X_{f_0} + \frac{IR \cdot Y_{f_0}}{|Y_{f_0}|^2} Y_{f_0} \right| = \sqrt{\frac{(IR \cdot X_{f_0})^2}{|X_{f_0}|^2} + \frac{(IR \cdot Y_{f_0})^2}{|Y_{f_0}|^2}} \quad (12)$$

30

【 0 0 5 5 】

図 8 A 及び 8 B は、上記の実施の形態に係る周波数計算器 4 1 0 (図 4 参照) における繰り返しを示すフローチャートである。繰り返しが行われる周波数計算器 4 1 0 は、初期化ステップ 8 1 0、信号成分変換ステップ 8 2 0、極値検出ステップ 8 5 0、解像度決定ステップ 8 6 0、及び解像度リファインメントステップ 8 8 0 による処理により、周波数成分 f_0 信号 8 7 0 を出力する。初期化ステップ 8 1 0 では、脈拍数推定値 P R を中心とするウィンドウ及びそのウィンドウ内の周波数分解能を定義する。

40

【 0 0 5 6 】

図 8 A に示したように、信号成分変換ステップ 8 2 0 には、初期周波数選択ステップ 8 2 2、周波数キャンセルステップ 8 2 4、及びマグニチュード計算ステップ 8 2 8 が含まれる。決定ステップ 8 3 0 では、マグニチュード計算ステップ 8 2 8 が、ウィンドウ内の各周波数で実行されたかどうかを判断する。実行されていない場合には、周波数キャンセル

50

ステップ 8 2 4 とマグニチュード計算ステップ 8 2 8 のステップが、ウインドウ内で選択された別の周波数に対して繰り返される。

【 0 0 5 7 】

周波数キャンセルステップ 8 2 4 では、図 5 に関連して説明したように、I R センサ信号から周波数成分を差し引く。マグニチュード計算ステップ 8 2 8 では、図 5 に関連して説明したように、リメインダ信号のマグニチュードを決定する。決定ステップ 8 3 0 で、リメインダ信号のマグニチュードが、選択されたそれぞれの周波数で計算されたと判断した場合には、信号成分変換ステップ 8 2 0 から、図 8 B に示したステップへ進む。

【 0 0 5 8 】

図 8 B に示したように、極値検出ステップ 8 5 0 では、信号成分変換ステップ 8 2 0 で行われた変換値のうちの極値を求める。また、解像度決定ステップ 8 6 0 では、信号成分変換における最終的な周波数分解能が達成されたか否か、そうでなければ、解像度リファインメント 8 8 0 が実行された否かを判断する。最終的な解像度が達成された場合には、周波数成分 f_0 信号の出力が、最小値 8 7 0、すなわち、極値検出ステップ 8 5 0 で決定された成分変換値の最小値に対応する周波数と同一と見なされる。

【 0 0 5 9 】

さらに、図 8 B に示したように、解像度リファインメント 8 8 0 では、1 セットの周波数推定ステップ 8 8 2、ウインドウ縮小ステップ 8 8 4、及び周波数分解能上昇ステップ 8 8 8 が実行される。特に、周波数推定ステップ 8 8 2 では、極値検出ステップ 8 5 0 で決定されたように、周波数推定値が、信号成分変換値の最小値に対して設定される。ウインドウ縮小ステップ 8 8 4 では、周波数推定値を中心とする範囲より狭いウインドウを新たに画定する。また、周波数分解能上昇ステップ 8 8 8 では、信号成分変換ステップ 8 2 0 における次の繰り返しの前に、そのウインドウ内で選択された周波数の間隔を減少させる。

【 0 0 6 0 】

このように、信号成分変換ステップ 8 2 0 とその結果得られる周波数推定値は、信号成分変換ステップ 8 2 0、極値検出ステップ 8 5 0、及び解像度リファインメントステップ 8 8 0 におけるそれぞれの繰り返しで、より高い解像度にリファインされる。

【 0 0 6 1 】

特定の実施の形態では、信号成分計算には、3 回の繰り返しが必要である。1 分当たり 4 ビート、すなわち 4 B P M の周波数分解能が初めに使用され、はじめの脈拍数推定値 P R を含む、5 つ又は 7 つの選択された周波数を含むウインドウが画定される。すなわち、P R の中心に位置する 1 6 B P M 又は 2 4 B P M のどちらかのウインドウが画定され、信号成分変換値が、4 B P M で 5 つ又は 7 つの均等に選択された周波数のセットを対象に計算される。その結果が、周波数推定値 f_1 である。

【 0 0 6 2 】

次に、周波数分解能が、4 B P M から 2 B P M に下げられ、 f_1 の中心に位置する 4 B P M のウインドウが、3 つの選択された周波数、すなわち、 $f_1 - 2$ B P M、 f_1 及び $f_1 + 2$ B P M によって画定される。その結果が、より高い解像度周波数推定値 f_2 である。最終的な繰り返しでは、周波数分解能が、1 B P M に下げられ、 f_2 の中心に位置する 2 B P M のウインドウが、3 つの選択された周波数、すなわち、 $f_2 - 1$ B P M、 f_2 及び $f_2 + 1$ B P M によって画定される。最終の結果が、1 B P M の解像度への信号成分変換によって決定された周波数成分 f_0 である。上記のように、この周波数成分 f_0 が、次の酸素飽和度 S A T _{f_0} の計算に用いられる。

【 0 0 6 3 】

上記のように、周波数成分に基づいて信号エネルギーを最適化する、パルスオキシメトリと酸素飽和度測定に関する信号成分プロセッサについて説明した。しかし、信号成分プロセッサは、血糖、カルボキシヘモグロビン、呼吸率、血圧など、いくつかの他の生理的な測定に適用することができる。さらに、通常、信号成分プロセッサは、あらゆる基礎関数の信号成分を識別し、選択し、処理するのに適用可能である。なお、さらに図 9 以降で詳細

10

20

30

40

50

に説明するように、１つの実施の形態が、周波数成分が１つの場合である。

【００６４】

図９～図１１は、別の実施の形態に係る信号成分プロセッサ９００を示すブロック図である。図９に示したように、プロセッサ９００は、インデックス計算器９１０と測定値計算器９６０とを備えている。インデックス計算器９１０には、図１０にも示すように、センサ信号Ｓ９０２が入力されて、インデックス計算器９１０から、基礎関数インデックス K_0 ９１２が出力される。測定値計算器９６０には、以下の図１１を参照して説明するように、基礎関数インデックス K_0 ９１２が入力されて、測定値計算器９６０から、生理測定値 U_{K_0} ９６２が出力される。

【００６５】

また、プロセッサ９００は、基礎関数指示計９８０を備えている。基礎関数指示計９８０は、センサ入力信号Ｓ９０２に応答し、パラメータ ε ９８２を出力する。このパラメータ ε ９８２は、以下に図１０を参照して説明するように、インデックス計算器９１０によって利用される１セットの基礎関数を指示する。

【００６６】

図１０に示したように、インデックス計算器９１０は、基礎サブセット生成部１０２０、成分キャンセル部１０４０、及び最適化計算部１０６０を備えている。基礎サブセット生成部１０２０は、１セットの選択された基礎関数指数 K に対応する基礎関数波形のサブセット ϕ_K １０２２を出力する。その基礎関数は、（１３）式に示すように、あらゆる完全なセットの関数としてもよい。

【００６７】

【数１３】

$$S = \sum_K a_K \Phi_K \quad (13)$$

説明を簡単にするために、これらの基礎関数は直交しているものと仮定する。

【００６８】

【数１４】

$$\langle \bar{\Phi}_\gamma, \bar{\Phi}_\eta \rangle = 0; \gamma \neq \eta \quad (14)$$

ここで、 $\langle \rangle$ は内積 (inner product) を示すものとする。したがって、（１５）式、（１６）式が得られる。

【００６９】

【数１５】

$$a_K = \langle S, \Phi_K \rangle / \langle \Phi_K, \Phi_K \rangle \quad (15)$$

$$S_K = a_K \Phi_K \quad (16)$$

【００７０】

通常、基礎関数は非直交であってもよい。生成された基礎関数のサブセットは、入力パラメータ ε ９８２で決定される。図５に関連して説明した実施の形態では、基礎関数は正弦波である。また、指数が正弦波周波数であり、入力されるパラメータ ε ９８２が、周波数ウィンドウを決定する脈拍数推定値である。

【００７１】

図１０に示したように、成分キャンセル部１０４０は、リメインダ信号の出力 R_K １０４２を生成する。このリメインダ信号の出力 R_K １０４２は、基礎関数波形のサブセット ϕ_K １０２２に対応する１セットのリメインダ信号である。生成されたそれぞれの基礎関数波

10

20

30

40

50

形に対して、成分キャンセル部 1040 は、リメインダ信号を生成するために、センサ信号 S_{902} から対応する基礎関数成分を取り除く。

【0072】

別の実施の形態では、成分キャンセル部 1040 を成分選択部と置き換える。この成分選択部は、生成された各基礎関数に対して、センサ信号 S_{902} に対応する基礎関数成分を生成する。最適化計算部 1060 は、リメインダ信号の出力 $R_K 1042$ の最適化、又はその代わりに、選択された基礎関数信号成分の最適化に関連している特定のインデックス K_{0912} を生成する。

【0073】

図 11 に示したように、測定値計算器 960 は、基礎関数発生部 1120 と、成分選択部 1140 と、生理測定値計算部 1170 とで構成されている。成分選択部 1140 には、センサ信号 S_{902} 及び特定の基礎関数波形 $\phi_{K_0 1122}$ が入力され、成分選択部 1140 から、センサ信号成分 $S_{K_0 1142}$ が出力される。生理測定値計算部 1170 には、センサ信号成分 $S_{K_0 1142}$ が入力され、生理測定値計算部 1170 から、センサ信号成分 $S_{K_0 1142}$ に対応する生理測定値信号 $U_{K_0 962}$ が出力される。

【0074】

図 6 に関連して説明した実施の形態では、基礎関数 ϕ_K は正弦波であり、インデックス K_0 は特定の正弦波の周波数であった。基礎関数生成部 1120 では、この周波数におけるサインとコサイン波形が作成される。成分選択部 1140 では、センサ信号 R_D 及び I_R に対応する周波数成分が選択される。また、生理測定値計算部 1170 では、これらの R_D と I_R の周波数成分のマグニチュードの比に基づいて、酸素飽和度が計算される。

【0075】

信号成分プロセッサに関して、様々な実施の形態を詳細に開示した。これらの実施の形態は、例として示したものであり、特許請求の範囲に記載する発明の要旨を限定するものではない。また、当業者であれば、多くの変更と改良を行うことが可能であり、それらも本発明の技術的範囲に属する。

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図 1 A】パルスオキシメトリセンサの信号の波形を示す図であり、時間に対する検出された光の強度（血液容量）の変化を示すグラフである。

【図 1 B】図 1 B に示した信号の波形に対応する R_D センサ又は I_R センサの信号を示すグラフである。

【図 1 C】パルスオキシメトリセンサの信号のスペクトルを示す図であり、高品位の信号と低品位の信号の両方を例示するグラフである。

【図 2】パルスオキシメトリセンサの信号に関する信号成分の処理の例を示す、周波数とマグニチュードの関係のグラフであり、特に推定された脈拍数を中心とする周波数ウィンドウを示している。

【図 3】パルスオキシメトリセンサの信号に関する信号成分の処理の例を示す、周波数とマグニチュードの関係のグラフであり、関連する信号成分の変換を示している。

【図 4】実施の形態に係る信号成分プロセッサにおける、トップレベルの機能的構成を示すブロック図である。

【図 5】実施の形態に係る信号成分プロセッサにおける、周波数計算器の機能的構成を示すブロック図である。

【図 6】実施の形態に係る信号成分プロセッサにおける、飽和度計算器の機能的構成を示すブロック図である。

【図 7】実施の形態に係る信号成分プロセッサにおける、周波数選択部の機能的構成を示すブロック図である。

【図 8 A】周波数計算器における繰り返し処理を示すフローチャートである。

【図 8 B】周波数計算器における繰り返し処理を示すフローチャートである。

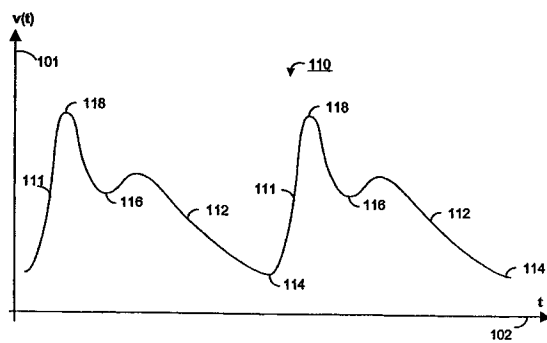
【図 9】別の実施の形態に係る信号成分プロセッサのトップレベルの機能的構成を示すブ

ロック図である。

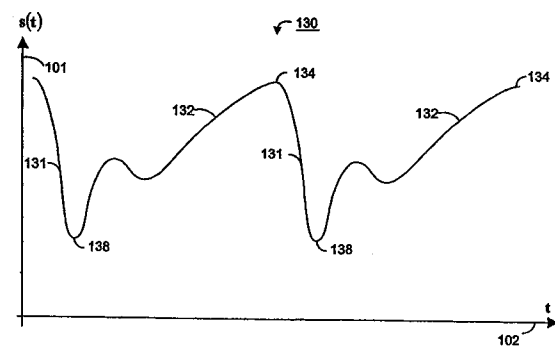
【図 10】図 9 に示した別の実施の形態に係る信号成分プロセッサにおけるインデックス計算器を示すブロック図である。

【図 11】図 9 に示した別の実施の形態に係る信号成分プロセッサにおける測定値計算器の機能的構成を示すブロック図である。

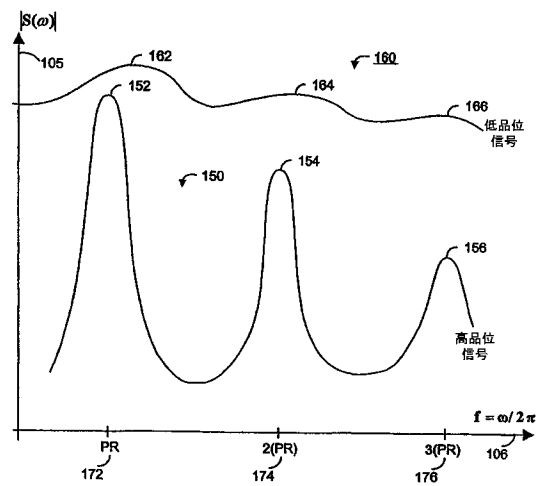
【図 1 A】



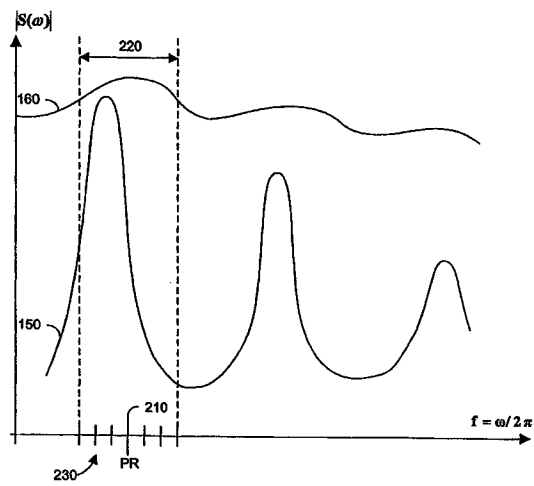
【図 1 B】



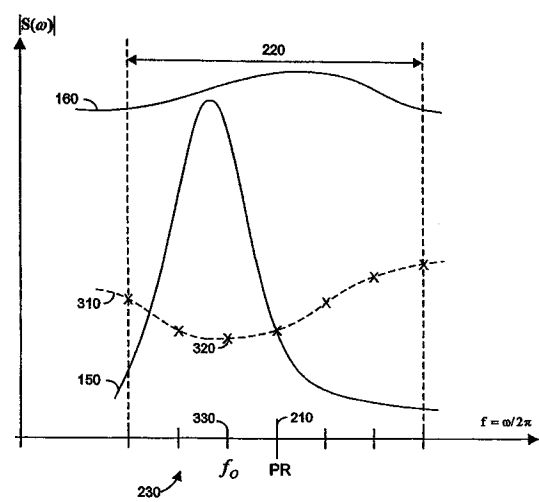
【図 1 C】



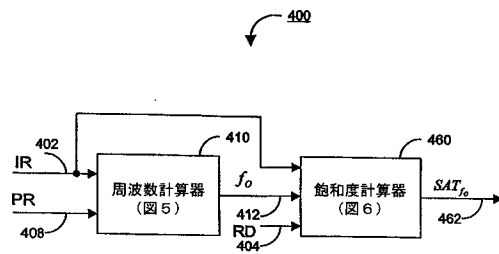
【図 2】



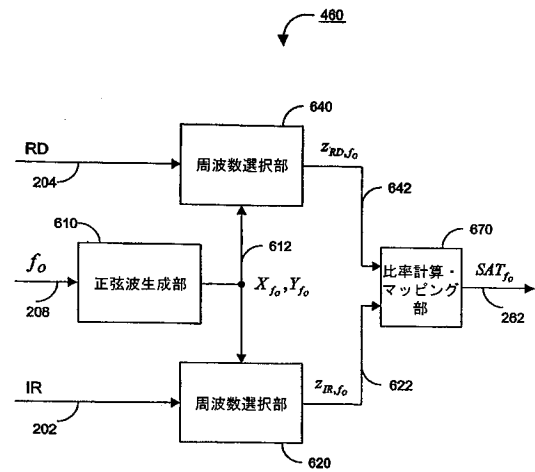
【図 3】



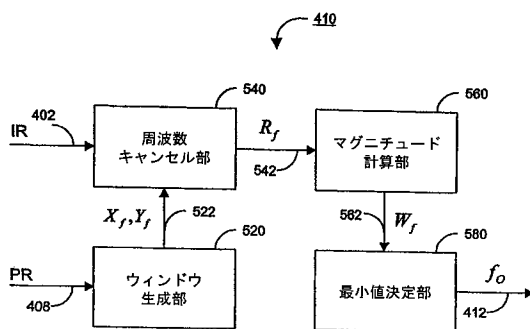
【図 4】



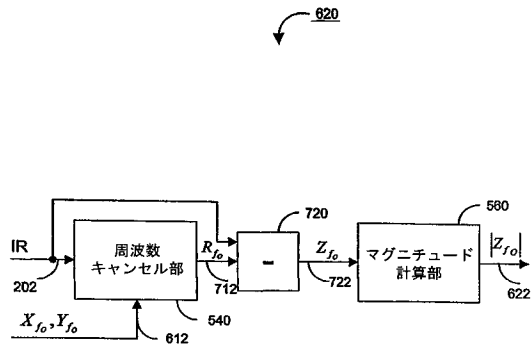
【図 6】



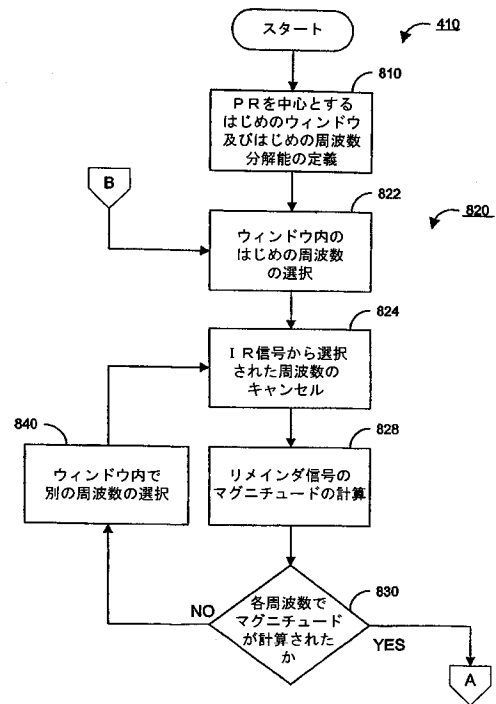
【図 5】



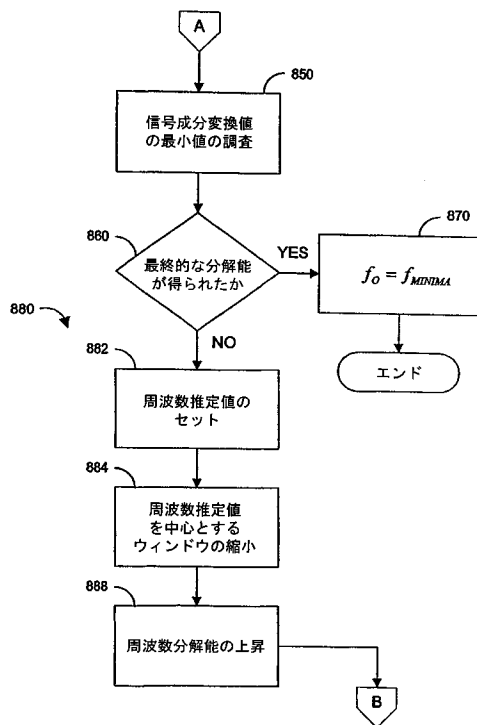
【図 7】



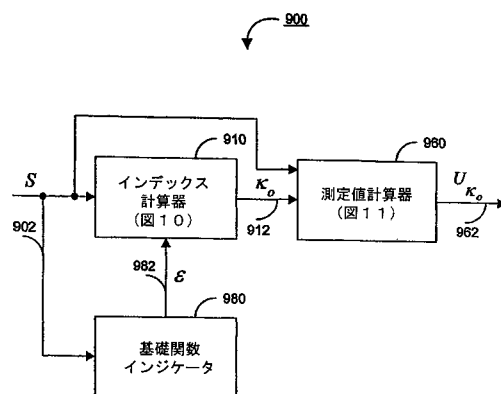
【図 8 A】



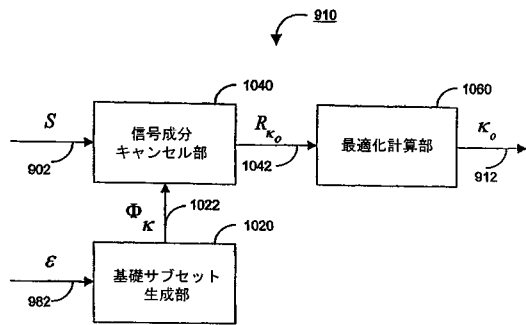
【図 8 B】



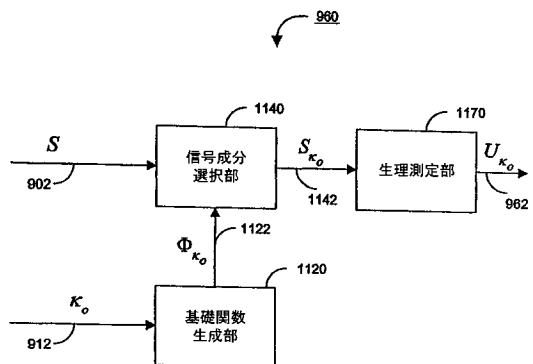
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
9 January 2003 (09.01.2003)

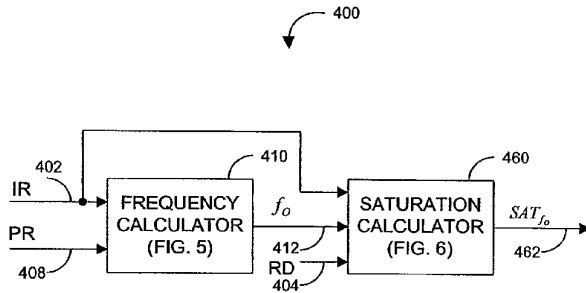
PCT

(10) International Publication Number
WO 03/001997 A1

- (51) International Patent Classification: A61B 5/00 (74) Agent: DELANEY, Karoline, A.; KNOBBE, MARTENS, OLSON & BEAR, LLP, 620 Newport Center Drive, 16th Floor, Newport Beach, CA 92660 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/20674
- (22) International Filing Date: 28 June 2002 (28.06.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data: 60/302,438 29 June 2001 (29.06.2001) US
- (71) Applicant: MASIMO CORPORATION [US/US]; 2852 Kelvin Avenue, Irvine, CA 92614 (US).
- (72) Inventors: WEBER, Walter, M.; 25081 Cresta Drive #A, Dana Point, CA 92629 (US). AL-ALI, Ammar; 10880 Phillips Street, Tustin, CA 92782 (US). CAZZOLI, Lorenzo; Calle Villarroel 213 6o 1a, 08036 Barcelona (ES).
- (81) Designated State (national): JP.
- (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published:**
with international search report
before the expiration of the time limit for amending the claims and to be republished in the event of receipt of amendments
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(54) Title: SIGNAL COMPONENT PROCESSOR

WO 03/001997 A1



(57) Abstract: A signal processor generates basis functions and identifies at least one basis function component of a sensor signal in order to calculate a physiological measurement. The signal processor is advantageously applied to pulse oximetry so as to directly calculate oxygen saturation and so as to calculate a robust oxygen saturation measurement. In particular, a signal component transform may be calculated within a window around a derived pulse rate estimate. A signal component transform may also utilize sinusoidal basis functions, and an optimization of a signal component transform may occur at a particular frequency or a set of frequencies. A sinusoidal waveform or waveforms at that frequency or set of frequencies is generated to select associated red and infrared components of the sensor signal, and an oxygen saturation is calculated from a magnitude ratio of these components.

WO 03/001997

PCT/US02/20674

SIGNAL COMPONENT PROCESSOR

Background of the Invention

Early detection of low blood oxygen is critical in the medical field, for example in critical care and surgical applications, because an insufficient supply of oxygen can result in brain damage and death in a matter of minutes. Pulse oximetry is a widely accepted noninvasive procedure for measuring the oxygen saturation level of arterial blood, an indicator of oxygen supply. A pulse oximeter typically provides a numerical readout of the patient's oxygen saturation and pulse rate. A pulse oximetry system consists of a sensor attached to a patient, a monitor, and a cable connecting the sensor and monitor. Conventionally, a pulse oximetry sensor has both red (RD) and infrared (IR) light-emitting diode (LED) emitters and a photodiode detector. The pulse oximeter measurements are based upon the absorption by arterial blood of the two wavelengths emitted by the sensor. The pulse oximeter alternately activates the RD and IR sensor emitters and reads the resulting RD and IR sensor signals, i.e. the current generated by the photodiode in proportion to the detected RD and IR light intensity, in order to derive an arterial oxygen saturation value, as is well-known in the art. A pulse oximeter contains circuitry for controlling the sensor, processing the sensor signals and displaying the patient's oxygen saturation and pulse rate.

Summary of the Invention

FIG. 1A illustrates a plethysmograph waveform 110, which is a display of blood volume, shown along the ordinate 101, over time, shown along the abscissa 102. The shape of the plethysmograph waveform 110 is a function of heart stroke volume, pressure gradient, arterial elasticity and peripheral resistance. Ideally, the waveform 110 displays a short, steep inflow phase 111 during ventricular systole followed by a typically three to four times longer outflow phase 112 during diastole. A dirotic notch 116 is generally attributed to closure of the aortic valve at the end of ventricular systole.

FIG. 1B illustrates a corresponding RD or IR sensor signal $s(t)$ 130, such as described above. The typical plethysmograph waveform 110 (FIG. 1A), being a function of blood volume, also provides a light absorption profile. A pulse oximeter, however, does not directly detect light absorption and, hence, does not directly measure the plethysmograph waveform 110. However, IR or RD sensor signals are 180° out-of-phase versions of the waveform 110. That is, peak detected intensity 134 occurs at minimum absorption 114 and minimum detected intensity 138 occurs at maximum absorption 118.

FIG. 1C illustrates the corresponding spectrum of $s(t)$, which is a display of signal spectral magnitude $|S(\omega)|$, shown along the ordinate 105, versus frequency, shown along the abscissa 106. The plethysmograph spectrum is depicted under both high signal quality 150 and low signal quality 160 conditions. Low signal quality can result when a pulse oximeter sensor signal is distorted by motion-artifact and noise. Signal processing technologies such as described in U.S. Patent 5,632,272, assigned to the assignee of the

WO 03/001997

PCT/US02/20674

present invention and incorporated by reference herein, allow pulse oximetry to function through patient motion and other low signal quality conditions.

Ideally, plethysmograph energy is concentrated at the pulse rate frequency 172 and associated harmonics 174, 176. Accordingly, motion-artifact and noise may be reduced and pulse oximetry measurements improved by filtering out sensor signal frequencies that are not related to the pulse rate. Under low signal quality conditions, however, the frequency spectrum is corrupted and the pulse rate fundamental 152 and harmonics 154, 156 can be obscured or masked, resulting in errors in the computed pulse rate. In addition, a pulse rate, physiologically, is dynamic, potentially varying significantly between different measurement periods. Hence, maximum plethysmograph energy may not correspond to the computed pulse rate except under high signal quality conditions and stable pulse rates. Further, an oxygen saturation value calculated from an optical density ratio, such as a normalized red over infrared ratio, at the pulse rate frequency can be sensitive to computed pulse rate errors. In order to increase the robustness of oxygen saturation measurements, therefore, it is desirable to improve pulse rate based measurements by identifying sensor signal components that correspond to an optimization, such as maximum signal energy.

One aspect of a signal component processor comprises a physiological signal, a basis function index determined from the signal, a basis function waveform generated according to the index, a component derived from the sensor signal and the waveform, and a physiological measurement responsive to the component. In one embodiment, the component is responsive to the inner product of the sensor signal and the waveform. In another embodiment, the index is a frequency and the waveform is a sinusoid at the frequency. In that embodiment, the signal processor may further comprise a pulse rate estimate derived from the signal wherein the frequency is selected from a window including the pulse rate estimate. The physiological measurement may be an oxygen saturation value responsive to a magnitude of the component.

Another aspect of a signal component processor comprises a signal input, a basis function indicator derived from the signal input, a plurality of basis functions generated according to the indicator, a plurality of characteristics of the signal input corresponding to the basis functions and an optimization of the characteristics so as to identify at least one of said basis functions. In one embodiment, the indicator is a pulse rate estimate and the processor further comprises a window configured to include the pulse rate estimate, and a plurality of frequencies selected from within the window. In another embodiment, the characteristic comprises a plurality of signal remainders corresponding to the basis functions and a plurality of magnitudes of the signal remainders. In that embodiment, the optimization comprises a minima of the magnitudes. In a further embodiment, the characteristic comprises a plurality of components corresponding to the basis functions and a plurality of magnitudes of the components. In this embodiment, the optimization comprises a maxima of the magnitudes.

An aspect of a signal component processing method comprises the steps of receiving a sensor signal, calculating an estimated pulse rate, determining an optimization of the sensor signal proximate the

WO 03/001997

PCT/US02/20674

- estimated pulse rate, defining a frequency corresponding to the optimization, and outputting a physiological measurement responsive to a component of the sensor signal at the frequency. In one embodiment the determining step comprises the substeps of transforming the sensor signal to a frequency spectrum encompassing the estimated pulse rate and detecting an extrema of the spectrum indicative of the frequency.
- 5 The transforming step may comprise the substeps of defining a window including the estimated pulse rate, defining a plurality of selected frequencies within the window, canceling the selected frequencies, individually, from the sensor signal to generate a plurality of remainder signals and calculating a plurality of magnitudes of the remainder signals. The detecting step may comprise the substep of locating a minima of the magnitudes.
- In another embodiment, the outputting step comprises the substeps of inputting a red (RD) portion
- 10 and an infrared (IR) portion of the sensor signal, deriving a RD component of the RD portion and an IR component of the IR portion corresponding to the frequency and computing an oxygen saturation based upon a magnitude ratio of the RD component and the IR component. The deriving step may comprise the substeps of generating a sinusoidal waveform at the frequency and selecting the RD component and the IR component utilizing the waveform. The selecting step may comprise the substep of calculating the inner product between
- 15 the waveform and the RD portion and the inner product between the waveform and the IR portion. The selecting step may comprise the substeps of canceling the waveform from the RD portion and the IR portion, leaving a RD remainder and an IR remainder, and subtracting the RD remainder from the RD portion and the IR remainder from the IR portion.
- A further aspect of a signal component processor comprises a first calculator means for deriving an
- 20 optimization frequency from a pulse rate estimate input and a sensor signal, and a second calculator means for deriving a physiological measurement responsive to a sensor signal component at the frequency. In one embodiment, the first calculator means comprises a signal component transform means for determining a plurality of signal values corresponding to a plurality of selected frequencies within a window including the pulse rate estimate, and a detection means for determining a particular one of the selected frequencies
- 25 corresponding to an optimization of the sensor signal. The second calculator means may comprise a waveform means for generating a sinusoidal signal at the frequency, a frequency selection means for determining a component of the sensor signal from the sinusoidal signal and a calculator means for deriving a ratio responsive to the component.

Brief Description of the Drawings

- 30 FIGS. 1A-C are graphical representations of a pulse oximetry sensor signal;
- FIG. 1A is a typical plethysmograph illustrating blood volume versus time;
- FIG. 1B is a pulse oximetry sensor signal illustrating detected light intensity versus time;
- FIG. 1C is a pulse oximetry sensor signal spectrum illustrating both high signal quality and low signal quality conditions;

WO 03/001997

PCT/US02/20674

FIGS. 2-3 are magnitude versus frequency graphs for a pulse oximetry sensor signal illustrating an example of signal component processing;

FIG. 2 illustrates a frequency window around an estimated pulse rate; and

FIG. 3 illustrates an associated signal component transform;

5 FIGS. 4-7 are functional block diagrams of one embodiment of a signal component processor;

FIG. 4 is a top-level functional block diagram of a signal component processor;

FIG. 5 is a functional block diagram of a frequency calculator;

FIG. 6 is a functional block diagram of a saturation calculator; and

FIG. 7 is a functional block diagram of one embodiment of a frequency selection;

10 FIGS. 8A-B are flowcharts of an iterative embodiment of a frequency calculator; and

FIGS. 9-11 are functional block diagrams of another embodiment of a signal component processor;

FIG. 9 is a top-level functional block diagram of a signal component processor;

FIG. 10 is a functional block diagram of an index calculator; and

FIG. 11 is a functional block diagram of a measurement calculator.

15 Detailed Description of the Preferred Embodiments

FIGS. 2 and 3 provide graphical illustration examples of signal component processing. Advantageously, signal component processing provides a direct method for the calculation of saturation based on pulse rate. For example, it is not necessary to compute a frequency transform, such as an FFT, which derives an entire frequency spectrum. Rather, signal component processing singles out specific signal components, as described in more detail below. Further, signal component processing advantageously provides a method of refinement for the calculation of saturation based on pulse rate.

FIG. 2 illustrates high and low signal quality sensor signal spectrums 150, 160 as described with respect to FIG. 1C, above. A frequency window 220 is created, including a pulse rate estimate PR 210. A pulse rate estimate can be calculated as disclosed in US Patent No. 6,002,952, entitled "Signal Processing Apparatus and Method," assigned to the assignee of the present invention and incorporated by reference herein. A search is conducted within this window 220 for a component frequency f_o at an optimization. In particular, selected frequencies 230, which include PR, are defined within the window 220. The components of a signal $s(t)$ at each of these frequencies 230 are then examined for an optimization indicative of an extrema of energy, power or other signal characteristic. In an alternative embodiment, the components of the signal $s(t)$ are examined for an optimization over a continuous range of frequencies within the window 220.

FIG. 3 illustrates an expanded portion of the graph described with respect to FIG. 2, above. Superimposed on the high signal quality 150 and low signal quality 160 spectrums is a signal component transform 310. In one embodiment, a signal component transform 310 is indicative of sensor signal energy and is calculated at selected signal frequencies 230 within the window 220. A signal component transform 310 has an extrema 320 that indicates, in this embodiment, energy optimization at a particular one 330 of the

WO 03/001997

PCT/US02/20674

selected frequencies 230. The extrema 320 can be, for example, a maxima, minima or inflection point. In the embodiment illustrated, each point of the transform 310 is the magnitude of the signal remaining after canceling a sensor signal component at one of the selected frequencies. The extrema 320 is a minima, which indicates that canceling the corresponding frequency 330 removes the most signal energy. In an alternative
 5 embodiment, not illustrated, the transform 310 is calculated as the magnitude of signal components at each of the selected frequencies 230. In that embodiment, the extrema is a maxima, which indicates the largest energy signal at the corresponding frequency. The result of a signal component transform 310 is identification of a frequency f_o 330 determined from the frequency of a signal component transform extrema 320. Frequency f_o 330 is then used to calculate an oxygen saturation. A signal component transform and
 10 corresponding oxygen saturation calculations are described in additional detail with respect to FIGS. 4-8, below. Although signal component processing is described above with respect to identifying a particular frequency within a window including a pulse rate estimate PR, a similar procedure could be performed on 2PR, 3PR etc. resulting in the identification of multiple frequencies f_{O1} , f_{O2} , etc., which could be used for the calculation of oxygen saturation as well.

15 Advantageously, a signal component transform 310 is calculated over any set of selected frequencies, unrestricted by the number or spacing of these frequencies. In this manner, a signal component transform 310 differs from a FFT or other standard frequency transforms. For example, a FFT is limited to N evenly-distributed frequencies spaced at a resolution of f_s/N , where N is the number of signal samples and f_s is the sampling frequency. That is, for a FFT, a relatively high sampling rate or a relatively large record length
 20 or both are needed to achieve a relatively high resolution in frequency. Signal component processing, as described herein, is not so limited. Further, a signal component transform 310 is advantageously calculated only over a range of frequencies of interest. A FFT or similar frequency transformation may be computationally more burdensome than signal component processing, in part because such a transform is computed over all frequencies within a range determined by the sampling frequency, f_s .

25 FIGS. 4-7 illustrate one embodiment of a signal component processor. FIG. 4 is a top-level functional block diagram of a signal component processor 400. The signal component processor 400 has a frequency calculator 410 and a saturation calculator 460. The frequency calculator 410 has an IR signal input 402, a pulse rate estimate signal PR input 408 and a component frequency f_o output 412. The frequency calculator 410 performs a signal component transform based upon the PR input 408 and determines the f_o
 30 output 412, as described with respect to FIGS. 2-3, above. The frequency calculator 410 is described in further detail with respect to FIG. 5, below.

In an alternative embodiment, the frequency calculator 410 determines f_o 412 based upon a RD signal input substituted for, or in addition to, the IR signal input 402. Similarly, one of ordinary skill in the art

WO 03/001997

PCT/US02/20674

will recognize that f_o can be determined by the frequency calculator 410 based upon one or more inputs responsive to a variety of sensor wavelengths.

The saturation calculator 460 has an IR signal input 402, a RD signal input 404, a component frequency f_o input 412 and an oxygen saturation output, SAT_{f_o} 462. The saturation calculator 460 determines values of the IR signal input 402 and the RD signal input 404 at the component frequency f_o 412 and computes a ratio of those values to determine SAT_{f_o} 462, as described with respect to FIG. 6, below. The IR signal input 402 and RD signal input 404 can be expressed as:

$$IR = \begin{bmatrix} IR_0 \\ \vdots \\ IR_{N-1} \end{bmatrix}; \quad RD = \begin{bmatrix} RD_0 \\ \vdots \\ RD_{N-1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

where N is the number of samples of each signal input.

FIG. 5 shows one embodiment of the frequency calculator 410. In this particular embodiment, the frequency calculator functions are window generation 520, frequency cancellation 540, magnitude calculation 560 and minima determination 580. Window generation 520, frequency cancellation 540 and magnitude calculation 560 combine to create a signal component transform 310 (FIG. 3), as described with respect to FIG. 3, above. Minima determination 580 locates the signal component transform extrema 320 (FIG. 3), which identifies f_o 412, also described with respect to FIG. 3, above.

As shown in FIG. 5, window generation 520 has a PR input 408 and defines a window 220 (FIG. 3) about PR 210 (FIG. 3) including a set of selected frequencies 230 (FIG. 3)

$$\{f_m; m = 0, \dots, M-1\}; \quad f = \begin{bmatrix} f_0 \\ \vdots \\ f_{M-1} \end{bmatrix} \quad (2)$$

where M is the number of selected frequencies 230 (FIG. 3) within the window 220 (FIG. 3). Window generation 520 has a sinusoidal output X_f, Y_f 522, which is a set of sinusoidal waveforms $x_{n,f}, y_{n,f}$ each corresponding to one of the set of selected frequencies 230 (FIG. 3). Specifically

$$X_f = \begin{bmatrix} x_{0,f} \\ \vdots \\ x_{N-1,f} \end{bmatrix}; \quad Y_f = \begin{bmatrix} y_{0,f} \\ \vdots \\ y_{N-1,f} \end{bmatrix} \quad (3a)$$

$$x_{n,f} = \sin(2\pi f n); \quad y_{n,f} = \cos(2\pi f n) \quad (3b)$$

Also shown in FIG. 5, the frequency cancellation 540 has IR 402 and X_f, Y_f 522 inputs and a remainder output R_f 542, which is a set of remainder signals $r_{n,f}$ each corresponding to one of the

WO 03/001997

PCT/US02/20674

sinusoidal waveforms $X_{n,f}$, $Y_{n,f}$. For each selected frequency f 230 (FIG. 3), frequency cancellation 540 cancels that frequency component from the input signal IR 402 to generate a remainder signal $r_{n,f}$. In particular, frequency cancellation 540 generates a remainder R_f 542

$$R_f = \begin{bmatrix} r_{0,f} \\ \vdots \\ r_{N-1,f} \end{bmatrix} \quad (4a)$$

$$R_f = IR - \frac{IR \cdot X_f}{|X_f|^2} X_f - \frac{IR \cdot Y_f}{|Y_f|^2} Y_f \quad (4b)$$

Additionally, as shown in FIG. 5, the magnitude calculation 560 has a remainder input R_f 542 and generates a magnitude output W_f 562, where

$$W_f = |R_f| = \sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} r_{n,f}^2} \quad (5)$$

Further shown in FIG. 5, the minima determination 580 has the magnitude values W_f 562 as inputs and generates a component frequency f_o output. Frequency f_o is the particular frequency associated with the minimum magnitude value

$$W_{f_o} = \min \{W_f\} \quad (6)$$

FIG. 6 shows that the saturation calculator 460 functions are sinusoid generation 610, frequency selection 620, 640 and ratio calculation 670. Sinusoid generation has a component frequency f_o input 208 and a sinusoidal waveform X_{f_o} , Y_{f_o} output 612, which has a frequency of f_o . Frequency selection 620, 640 has a sensor signal input, which is either an IR signal 202 or a RD signal 204 and a sinusoid waveform X_{f_o} , Y_{f_o} input 612. Frequency selection 620, 640 provides magnitude outputs Z_{IR,f_o} 622 and Z_{RD,f_o} 642 which are the frequency components of the IR 202 and RD 204 sensor signals at the f_o frequency. Specifically, from equation 3(a)

$$X_{f_o} = \begin{bmatrix} x_{0,f_o} \\ \vdots \\ x_{N-1,f_o} \end{bmatrix}; \quad Y_{f_o} = \begin{bmatrix} y_{0,f_o} \\ \vdots \\ y_{N-1,f_o} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Then, referring to equation 1

$$z_{IR,f_o} = \left| \frac{IR \cdot X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} + \frac{IR \cdot Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \right| = \sqrt{\frac{(IR \cdot X_{f_o})^2}{|X_{f_o}|^2} + \frac{(IR \cdot Y_{f_o})^2}{|Y_{f_o}|^2}} \quad (8a)$$

$$z_{RD,f_o} = \left| \frac{RD \cdot X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} + \frac{RD \cdot Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \right| = \sqrt{\frac{(RD \cdot X_{f_o})^2}{|X_{f_o}|^2} + \frac{(RD \cdot Y_{f_o})^2}{|Y_{f_o}|^2}} \quad (8b)$$

WO 03/001997

PCT/US02/20674

For simplicity of illustration, EQS. 8a-b assume that the cross-product of X_{f_o} and Y_{f_o} is zero, although generally this is not the case. The ratio calculation and mapping 670 has z_{IR,f_o} 622 and z_{RD,f_o} 642 as inputs and provides SAT_{f_o} 262 as an output. That is

$$SAT_{f_o} = g \left\{ \frac{z_{RD,f_o}}{z_{IR,f_o}} \right\} \quad (9)$$

5 where g is a mapping of the red-over-IR ratio to oxygen saturation, which may be an empirically derived lookup table, for example.

FIG. 7 illustrates an alternative embodiment of frequency selection 620 (FIG. 6), as described above. In this embodiment, frequency cancellation 540 and magnitude calculation 560, as described with respect to FIG. 5, can also be used, advantageously, to perform frequency selection. Specifically, frequency
10 cancellation 540 has IR 202 and X_{f_o}, Y_{f_o} 612 as inputs and generates a remainder signal R_{f_o} 712 as an output, where

$$R_{f_o} = IR - \frac{IR \bullet X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} - \frac{IR \bullet Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \quad (10)$$

The remainder R_{f_o} 712 is subtracted 720 from IR 202 to yield

$$z_{f_o} = IR - \left[IR - \frac{IR \bullet X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} - \frac{IR \bullet Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \right] = \frac{IR \bullet X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} + \frac{IR \bullet Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \quad (11)$$

15 where z_{f_o} 722 is the component of IR 202 at the f_o frequency. The magnitude calculation 560 has z_{f_o} 722 as an input and calculates

$$|z_{f_o}| = \left| \frac{IR \bullet X_{f_o}}{|X_{f_o}|^2} X_{f_o} + \frac{IR \bullet Y_{f_o}}{|Y_{f_o}|^2} Y_{f_o} \right| = \sqrt{\frac{(IR \bullet X_{f_o})^2}{|X_{f_o}|^4} + \frac{(IR \bullet Y_{f_o})^2}{|Y_{f_o}|^4}} \quad (12)$$

which is equivalent to equation 8a, above.

FIGS. 8A-B illustrate an iterative embodiment of the frequency calculator 410 (FIG. 4) described
20 above. An iterative frequency calculator 410 has an initialization 810, a signal component transform 820, an extrema detection 850, a resolution decision 860 and a resolution refinement 880 and provides a component frequency f_o 870. Initialization 810 defines a window around the pulse rate estimate PR and a frequency resolution within that window.

25 As shown in FIG. 8A, a signal component transform 820 has an initial frequency selection 822, a frequency cancellation 824 and a magnitude calculation 828. A decision block 830 determines if the magnitude calculation 828 has been performed at each frequency within the window. If not, the loop of frequency cancellation 824 and magnitude calculation 828 is repeated for another selected frequency in the

WO 03/001997

PCT/US02/20674

5 window. The frequency cancellation 824 removes a frequency component from the IR sensor signal, as described with respect to FIG. 5, above. The magnitude calculation 828 determines the magnitude of the remainder signal, also described with respect to FIG. 5, above. If the decision block 830 determines that the remainder signal magnitudes have been calculated at each of the selected frequencies, then the signal component transform loop 820 is exited to the steps described with respect to FIG. 8B.

As shown in FIG. 8B, the extrema detector 850 finds a minima of a signal component transform 820 and a resolution decision block 860 determines if the final frequency resolution of a signal component transform is achieved. If not, resolution refinement 880 is performed. If the final resolution is achieved, the component frequency output f_o is equated to the frequency of the minima 870, i.e. a signal component
10 transform minima determined by the extrema detector 850.

Further shown in FIG. 8B, the resolution refinement 880 has a set frequency estimate 882, a window decrease 884 and a frequency resolution increase 888. Specifically, the frequency estimate 882 is set to a signal component transform minima, as determined by the extrema detector 850. The window decrease 884 defines a new and narrower window around the frequency estimate, and the frequency resolution increase
15 888 reduces the spacing of the selected frequencies within that window prior to the next iteration of a signal component transform 820. In this manner, a signal component transform 820 and the resulting frequency estimate are refined to a higher resolution with each iteration of signal component transform 820, extrema detection 850, and resolution refinement 880.

In a particular embodiment, the component calculation requires three iterations. A frequency
20 resolution of 4 beats per minute or 4 BPM is used initially and a window of five or seven selected frequencies, including that of the initial pulse rate estimate PR, is defined. That is, a window of either 16 BPM or 24 BPM centered on PR is defined, and a signal component transform is computed for a set of 5 or 7 selected frequencies evenly spaced at 4 BPM. The result is a frequency estimate f_1 . Next, the frequency resolution is reduced from 4 BPM to 2 BPM and a 4 BPM window centered on f_1 is defined with three selected frequencies,
25 i.e. f_1-2 BPM, f_1 , and f_1+2 BPM. The result is a higher resolution frequency estimate f_2 . On the final iteration, the frequency resolution is reduced to 1BPM and a 2 BPM window centered on f_2 is defined with three selected frequencies, i.e. f_2-1 BPM, f_2 , and f_2+1 BPM. The final result is the component frequency f_o determined by a signal component transform to within a 1BPM resolution. This component frequency f_o is then used to calculate the oxygen saturation, SAT_{f_o} , as described above.

30 The signal component processor has been described above with respect to pulse oximetry and oxygen saturation measurements based upon a frequency component that optimizes signal energy. The signal component processor, however, is applicable to other physiological measurements, such as blood glucose, carboxy-hemoglobin, respiration rate and blood pressure to name a few. Further, the signal component processor is generally applicable to identifying, selecting and processing any basis function signal

WO 03/001997

PCT/US02/20674

components, of which single frequency components are one embodiment, as described in further detail with respect to FIG. 9, below.

FIGS. 9-11 illustrate another embodiment of a signal component processor 900. As shown in FIG. 9, the processor 900 has an index calculator 910 and a measurement calculator 960. The index calculator has a sensor signal input S 902 and outputs a basis function index K_O 912, as described with respect to FIG. 10, below. The measurement calculator 960 inputs the basis function index K_O 912 and outputs a physiological measurement U_{K_O} 962, as described with respect to FIG. 11, below. The processor 900 also has a basis function indicator 980, which is responsive to the sensor signal input S 902 and provides a parameter $\mathcal{E}$ 982 that indicates a set of basis functions to be utilized by the index calculator 910, as described with respect to FIG. 10, below.

As shown in FIG. 10, the functions of the index calculator 910 are basis subset generation 1020, component cancellation 1040 and optimization calculation 1060. The basis subset generation 1020 outputs a subset Φ_K 1022 of basis function waveforms corresponding to a set of selected basis function indices K . The basis functions can be any complete set of functions such that

$$S = \sum_K a_K \Phi_K \quad (13)$$

For simplicity of illustration purposes, these basis functions are assumed to be orthogonal

$$\langle \tilde{\Phi}_\gamma, \tilde{\Phi}_\eta \rangle = 0; \gamma \neq \eta \quad (14)$$

where $\langle \rangle$ denotes an inner product. As such

$$a_K = \langle S, \Phi_K \rangle / \langle \Phi_K, \Phi_K \rangle \quad (15)$$

$$S_K = a_K \Phi_K \quad (16)$$

In general, the basis functions may be non-orthogonal. The subset of basis functions generated is determined by an input parameter $\mathcal{E}$ 982. In the embodiment described with respect to FIG. 5, above, the basis functions are sinusoids, the indices are the sinusoid frequencies and the input parameter $\mathcal{E}$ 982 is a pulse rate estimate that determines a frequency window.

As shown in FIG. 10, the component cancellation 1040 generates a remainder output R_K 1042, which is a set of remainder signals corresponding to the subset of basis function waveforms Φ_K 1022. For each basis function waveform generated, component cancellation removes the corresponding basis function component from the sensor signal S 902 to generate a remainder signal. In an alternative embodiment, component cancellation 1040 is replaced with a component selection that generates a corresponding basis function component of the sensor signal S 902 for each basis function generated. The optimization

WO 03/001997

PCT/US02/20674

calculation 1060 generates a particular index K_O 912 associated with an optimization of the remainders R_K 1042 or, alternatively, an optimization of the selected basis function signal components.

As shown in FIG. 11, the functions of the measurement calculator 960 are basis function generation 1120, component selection 1140, and physiological measurement calculation 1170. The component selection
 5 1140 inputs the sensor signal S 902 and a particular basis function waveform Φ_{K_O} 1122 and outputs a sensor signal component S_{K_O} 1142. The physiological measurement 1170 inputs the sensor signal component S_{K_O} 1142 and outputs the physiological measurement U_{K_O} 962, which is responsive to the sensor signal component S_{K_O} 1142. In the embodiment described with respect to FIG. 6, above, the basis
 10 functions Φ_K are sinusoids and the index K_O is a particular sinusoid frequency. The basis function generation 1120 creates sine and cosine waveforms at this frequency. The component selection 1140 selects corresponding frequency components of the sensor signal portions, RD and IR. Also, the physiological measurement 1170 computes an oxygen saturation based upon a magnitude ratio of these RD and IR frequency components.

The signal component processor has been disclosed in detail in connection with various
 15 embodiments. These embodiments are disclosed by way of examples only and are not to limit the scope of the claims that follow. One of ordinary skill in the art will appreciate many variations and modifications.

WO 03/001997

PCT/US02/20674

WHAT IS CLAIMED IS:

1. A signal processor comprising:
a physiological signal;
a basis function index determined from said signal;
5 a basis function waveform generated according to said index;
a component derived from said sensor signal and said waveform; and
a physiological measurement responsive to said component.
2. The signal processor according to claim 1 wherein said component is responsive to the
10 inner product of said sensor signal and said waveform.
3. The signal processor according to claim 1 wherein:
said index is a frequency; and
said waveform is a sinusoid at said frequency.
15
4. The signal processor according to claim 3 further comprising a pulse rate estimate derived
from said signal wherein said frequency is selected from a window including said pulse rate estimate.
5. The signal processor according to claim 3 wherein said physiological measurement is an
20 oxygen saturation value responsive to a magnitude of said component.
6. A signal processor comprising:
a signal input;
a basis function indicator derived from said signal input;
25 a plurality of basis functions generated according to said indicator;
a plurality of characteristics of said signal input corresponding to said basis functions; and
an optimization of said characteristics so as to identify at least one of said basis functions.
7. The signal processor according to claim 6 wherein said indicator is a pulse rate estimate
and said processor further comprises:
30 a window configured to include said pulse rate estimate; and
a plurality of frequencies selected from within said window.
8. The signal processor according to claim 6 wherein said characteristic comprises:
a plurality of signal remainders corresponding to said basis functions; and
35 a plurality of magnitudes of said signal remainders;

WO 03/001997

PCT/US02/20674

and wherein said optimization comprises a minima of said magnitudes.

9. The signal processor according to claim 7 wherein said characteristic comprises:
a plurality of signal components corresponding to said basis functions; and
a plurality of magnitudes of said components;
and wherein said optimization comprises a maxima of said magnitudes.
10. A signal processing method comprising the steps of:
receiving a sensor signal;
calculating an estimated pulse rate;
determining an optimization of said sensor signal proximate said estimated pulse rate;
defining a frequency corresponding to said optimization; and
outputting a physiological measurement responsive to a component of said sensor signal at
said frequency.
11. The signal processing method according to claim 10 wherein said determining step
comprises the substeps of:
transforming said sensor signal to a frequency spectrum encompassing said estimated
pulse rate; and
detecting an extrema of said spectrum indicative of said frequency.
12. The signal processing method according to claim 11 wherein said transforming step
comprises the substeps of:
defining a window including said estimated pulse rate;
defining a plurality of selected frequencies within said window;
canceling said selected frequencies, individually, from said sensor signal to generate a
plurality of remainder signals; and
calculating a plurality of magnitudes of said remainder signals.
13. The signal processing method according to claim 12 wherein said detecting step comprises
the substep of locating a minima of said magnitudes.
14. The signal processing method according to claim 10 wherein said outputting step comprises
the substeps of:
inputting a red (RD) portion and an infrared (IR) portion of said sensor signal;

WO 03/001997

PCT/US02/20674

deriving a RD component of said RD portion and an IR component of said IR portion corresponding to said frequency; and
 computing an oxygen saturation based upon a magnitude ratio of said RD component and said IR component.

5

15. The signal processing method according to claim 14 wherein said deriving step comprises the substeps of:
 generating a sinusoidal waveform at said frequency; and
 selecting said RD component and said IR component utilizing said waveform.

10

16. The signal processing method according to claim 15 wherein said selecting step comprises the substep of calculating the inner product between said waveform and said RD portion and the inner product between said waveform and said IR portion.

15

17. The signal processing method according to claim 16 wherein said selecting step comprises the substeps of:
 canceling said waveform from said RD portion and said IR portion, leaving a RD remainder and an IR remainder; and
 subtracting said RD remainder from said RD portion and said IR remainder from said IR portion.

20

18. A signal processor comprising:
 a first calculator means for deriving an optimization frequency from a pulse rate estimate and a sensor signal; and
 a second calculator means for deriving a physiological measurement responsive to a sensor signal component at said frequency.

25

19. The signal processor according to claim 18 wherein said first calculator means comprises:
 a signal component transform means for determining a plurality of signal values corresponding to a plurality of selected frequencies within a window including said pulse rate estimate; and
 a detection means for determining a particular one of said selected frequencies corresponding to an optimization of said sensor signal.

30

WO 03/001997

PCT/US02/20674

20. The signal processor according to claim 19 wherein said second calculator means
comprises:
- a waveform means for generating a sinusoidal signal at said frequency;
 - a frequency selection means for determining a component of said sensor signal from said
5 sinusoidal signal; and
 - a calculator means for deriving a ratio responsive to said component.

WO 03/001997

PCT/US02/20674

i/14

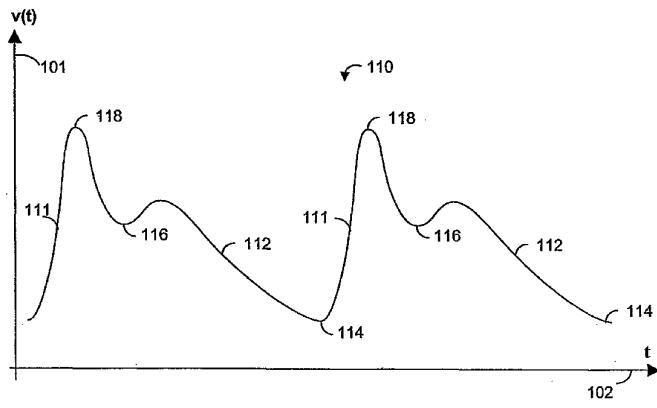


FIG. 1A

WO 03/001997

PCT/US02/20674

2/14

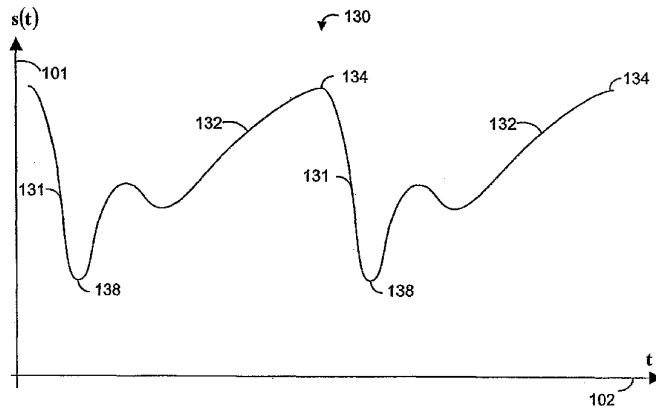


FIG. 1B

WO 03/001997

PCT/US02/20674

3/14

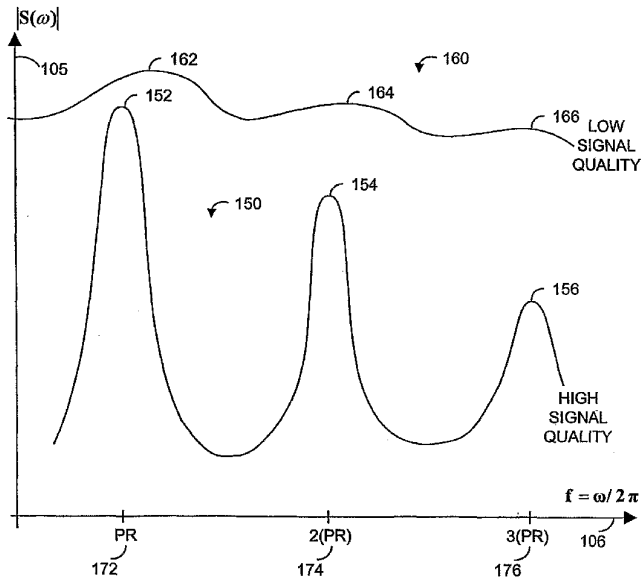


FIG. 1C

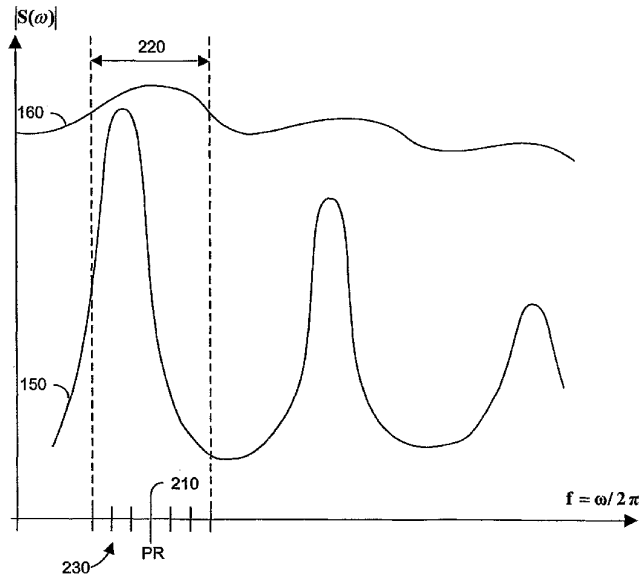


FIG. 2

WO 03/001997

PCT/US02/20674

5/14

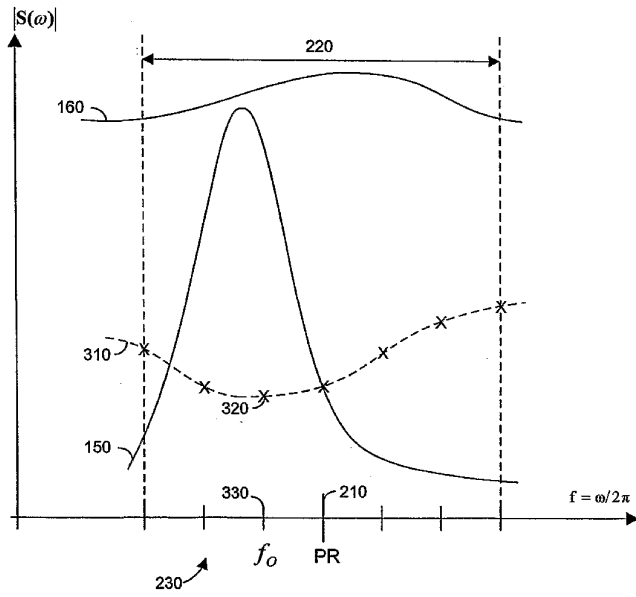


FIG. 3

WO 03/001997

PCT/US02/20674

6/14

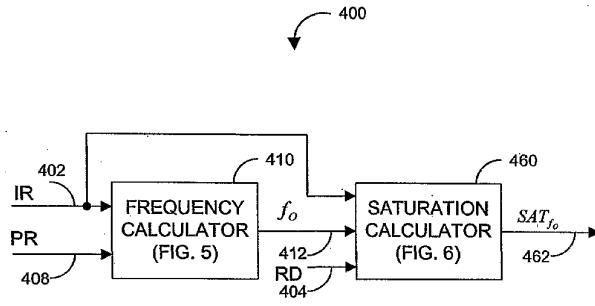


FIG. 4

WO 03/001997

PCT/US02/20674

7/14

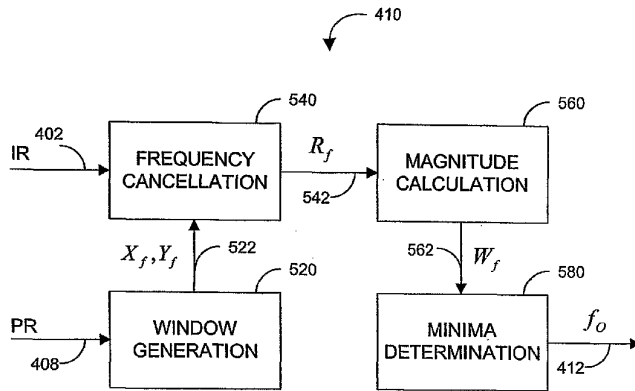


FIG. 5

WO 03/001997

PCT/US02/20674

8/14

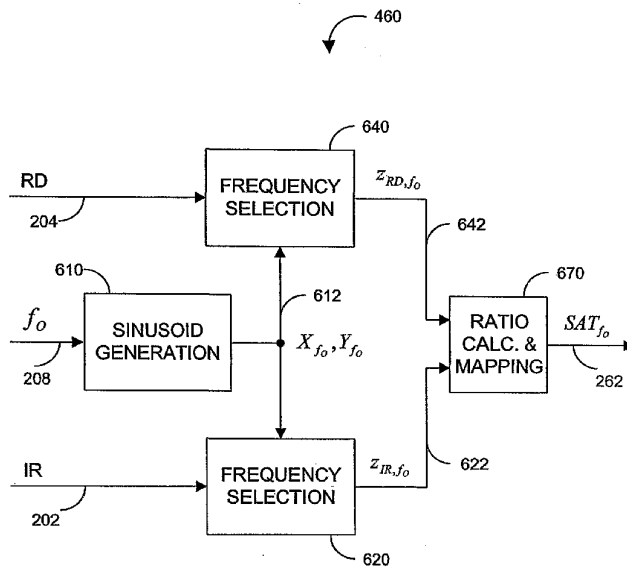


FIG. 6

WO 03/001997

PCT/US02/20674

9/14

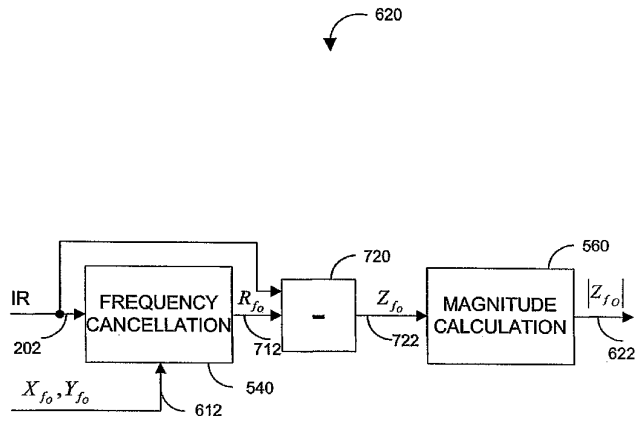


FIG. 7

WO 03/001997

PCT/US02/20674

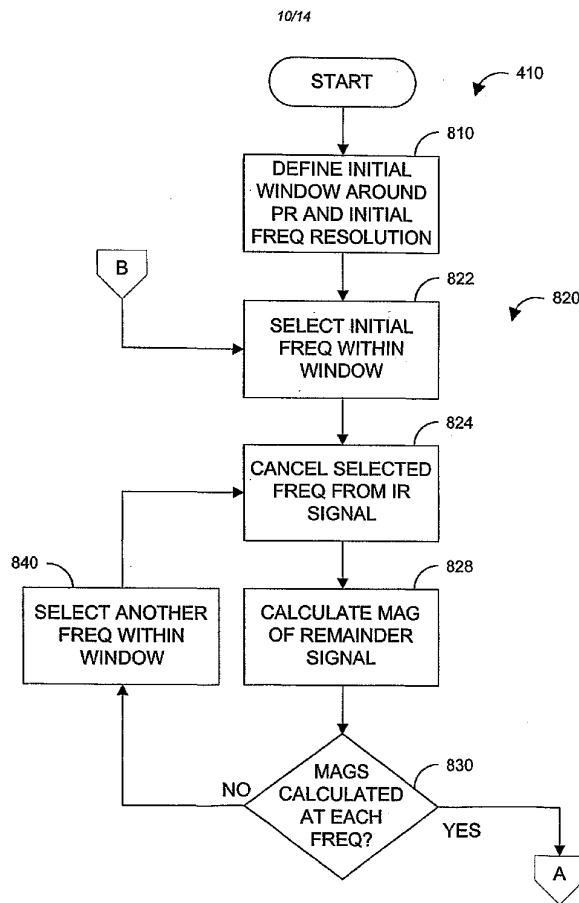


FIG. 8A

WO 03/001997

PCT/US02/20674

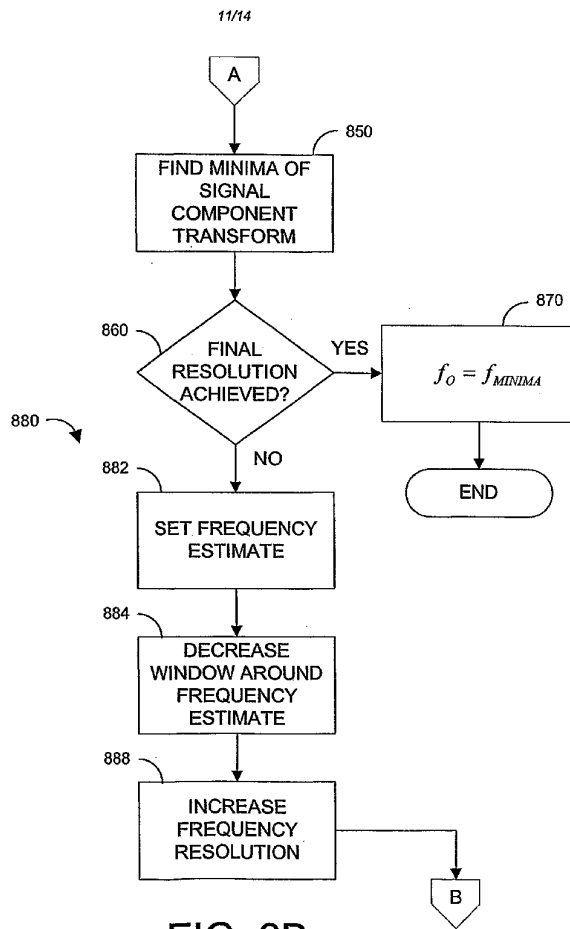


FIG. 8B

WO 03/001997

PCT/US02/20674

12/14

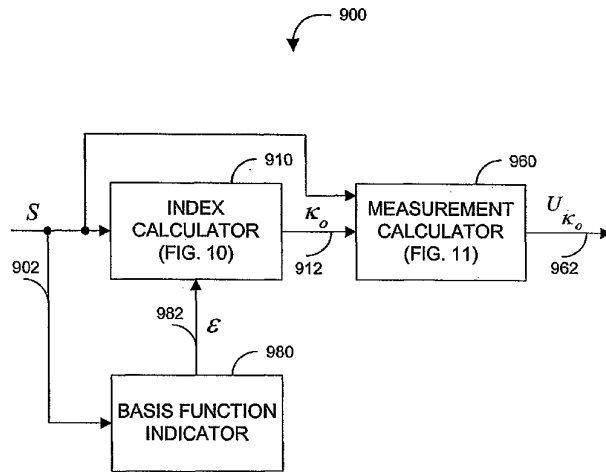


FIG. 9

WO 03/001997

PCT/US02/20674

13/14

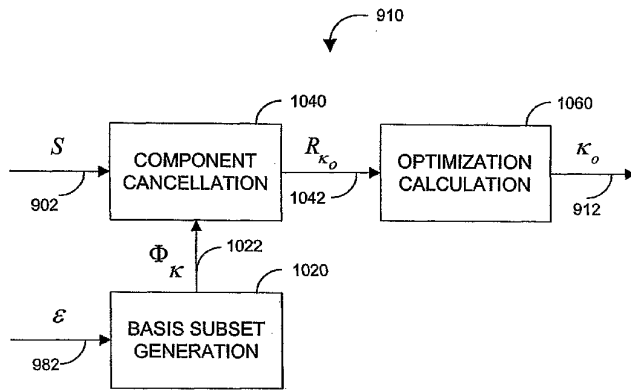


FIG. 10

WO 03/001997

PCT/US02/20674

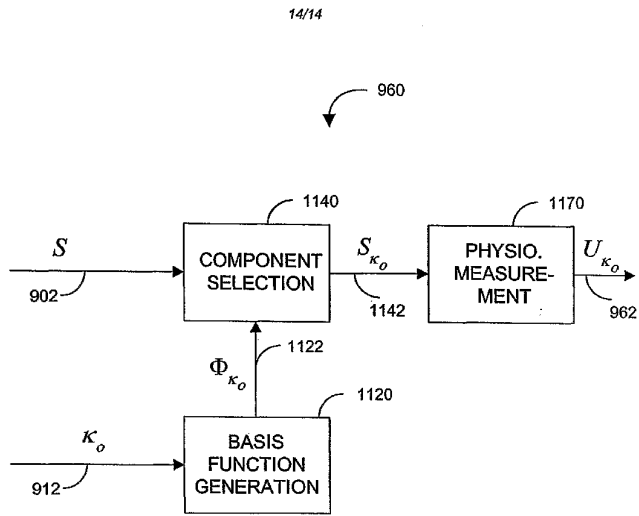


FIG. 11

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 02/20674												
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) EP0-Internal														
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>WO 98 42250 A (NELLCOR PURITAN BENNETT INC) 1 October 1998 (1998-10-01) page 2, line 1 - line 7 page 15, last paragraph -page 17, last paragraph</td> <td>10-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6 002 952 A (DIAB MOHAMED K ET AL) 14 December 1999 (1999-12-14) cited in the application column 17, line 7 -column 21, line 47</td> <td>10-20</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 5 995 858 A (KINAST ERIC) 30 November 1999 (1999-11-30) column 8, line 19 - line 41</td> <td>10-20</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	A	WO 98 42250 A (NELLCOR PURITAN BENNETT INC) 1 October 1998 (1998-10-01) page 2, line 1 - line 7 page 15, last paragraph -page 17, last paragraph	10-20	A	US 6 002 952 A (DIAB MOHAMED K ET AL) 14 December 1999 (1999-12-14) cited in the application column 17, line 7 -column 21, line 47	10-20	A	US 5 995 858 A (KINAST ERIC) 30 November 1999 (1999-11-30) column 8, line 19 - line 41	10-20
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.												
A	WO 98 42250 A (NELLCOR PURITAN BENNETT INC) 1 October 1998 (1998-10-01) page 2, line 1 - line 7 page 15, last paragraph -page 17, last paragraph	10-20												
A	US 6 002 952 A (DIAB MOHAMED K ET AL) 14 December 1999 (1999-12-14) cited in the application column 17, line 7 -column 21, line 47	10-20												
A	US 5 995 858 A (KINAST ERIC) 30 November 1999 (1999-11-30) column 8, line 19 - line 41	10-20												
☐ 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 30 October 2002		Date of mailing of the international search report 06/11/2002												
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5816 Patentstrasse 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Manschot, J												

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 02/20674
Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)		
This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:		
1. ☐	Claims Nos.: because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:	
2. ☒	Claims Nos.: 1-9 because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically: see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210	
3. ☐	Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)		
This International Searching Authority found multiple inventions in this International application, as follows:		
1. ☐	As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.	
2. ☐	As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.	
3. ☐	As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:	
4. ☐	No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:	
Remark on Protest		
	☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.	
	☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

Form PCT/ISA/210 (continuation of first sheet (1)) (July 1998)

International Application No. PCT/US 02/20674

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box I.2

Claims Nos.: 1-9

The present set of claims contains multiple independent claims, which render it difficult, if not impossible, to determine the matter for which protection is sought. The present application therefore fails to comply with the clarity and conciseness requirements of Article 6 PCT (see also Rule 6.1(a) PCT) to such an extent that a meaningful search is impossible.

Furthermore, claims 1 and 6 relate to an apparatus but fail to define any apparatus features. Instead they define abstract and non-constructive features like: a signal, an index, a waveform, a signal component, a measurement, etc. Therefore, it is obscure how the apparatus is restricted. Moreover, these claims use expressions like "basis function index", "basis functions", etc., which expressions have no well known clear and definite meaning. Consequently, claims 1 and 6 are so unclear that no meaningful search can be carried out.

Therefore, and since (as far as clear from the description) clarification of claims 1 and 6 could only lead to claims defining subject-matter falling under the scope of claims 10 to 20, the search has been carried out for those parts of the application which do appear to be clear (and concise), namely claims 10 to 20.

The applicant's attention is drawn to the fact that claims, or parts of claims, relating to inventions in respect of which no international search report has been established need not be the subject of an international preliminary examination (Rule 66.1(e) PCT). The applicant is advised that the EPO policy when acting as an International Preliminary Examining Authority is normally not to carry out a preliminary examination on matter which has not been searched. This is the case irrespective of whether or not the claims are amended following receipt of the search report or during any Chapter II procedure.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
information on patent family membersInternational Application No.
PCT/US 02/20674

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9842250	A 01-10-1998	WO 9842250 A1 AU 720609 B2 AU 2105197 A EP 0975446 A1 JP 2001518822 T	01-10-1998 08-06-2000 20-10-1998 02-02-2000 16-10-2001
US 6002952	A 14-12-1999	AU 7109298 A US 6067462 A WO 9846126 A1	11-11-1998 23-05-2000 22-10-1998
US 5995858	A 30-11-1999	NONE	

フロントページの続き

- (72)発明者 ウェーバー ウォルター エム .
アメリカ合衆国 9 2 6 2 9 カリフォルニア州 デイナ ポイント クレスタ ドライブ ナン
バー A 2 5 0 8 1
- (72)発明者 アル - アリ アンマー
アメリカ合衆国 9 2 7 8 2 カリフォルニア州 タスティン フィリップス ストリート 1 0
8 8 0
- (72)発明者 カゾーリ ロレンゾ
スペイン国 0 8 0 3 6 バルセロナ カーレ ヴィラーロエ 2 1 3 6 0 1 a
- F ターム(参考) 4C017 AA10 AC26 BC16
4C038 KK01 KL05 KL07 KX02

专利名称(译)	信号分量处理器		
公开(公告)号	JP2004531342A	公开(公告)日	2004-10-14
申请号	JP2003508244	申请日	2002-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	梅西莫股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Masimo公司		
[标]发明人	ウェーバーウォルターエム アルアリアンマー カゾーリロレンゾ		
发明人	ウェーバー ウォルター エム. アル-アリ アンマー カゾーリ ロレンゾ		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/024 A61B5/02433 A61B5/14532 A61B5/1455 A61B5/14551 A61B5/7282		
FI分类号	A61B5/14.310 A61B5/02.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA10 4C017/AC26 4C017/BC16 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX02		
代理人(译)	松本公夫		
优先权	60/302438 2001-06-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

信号分量处理器生成基础函数，识别传感器信号的至少一个基础函数，并计算生理测量值。此外，信号分量处理器直接计算氧饱和度，并且优选地应用于脉冲血氧测定法以计算鲁棒的氧饱和度。特别地，在以所获得的脉冲率为中心的窗口内计算信号分量转换值。可以将正弦基函数用于信号分量转换，并且可以在特定频率或一组频率下优化信号分量转换。生成一个正弦波形成或在该频率或一组频率处的波形形成，以选择传感器信号的红色和红外光分量，并且氧饱和度基于这些分量的幅度比。计算。[选择图]图4

