

(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2004-514493

(P2004-514493A)

(43) 公表日 平成16年5月20日(2004.5.20)

(51) Int. Cl.⁷

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/145

F I

A 6 1 B 5/02 3 2 2

A 6 1 B 5/14 3 1 0

テーマコード(参考)

4 C 0 1 7

4 C 0 3 8

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 73 頁)

(21) 出願番号 特願2002-545569 (P2002-545569)
 (86) (22) 出願日 平成13年11月16日 (2001.11.16)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年5月21日 (2003.5.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/043752
 (87) 国際公開番号 W02002/043583
 (87) 国際公開日 平成14年6月6日 (2002.6.6)
 (31) 優先権主張番号 60/252, 229
 (32) 優先日 平成12年11月21日 (2000.11.21)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/915, 610
 (32) 優先日 平成13年7月26日 (2001.7.26)
 (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), CN, IN, JP, NO

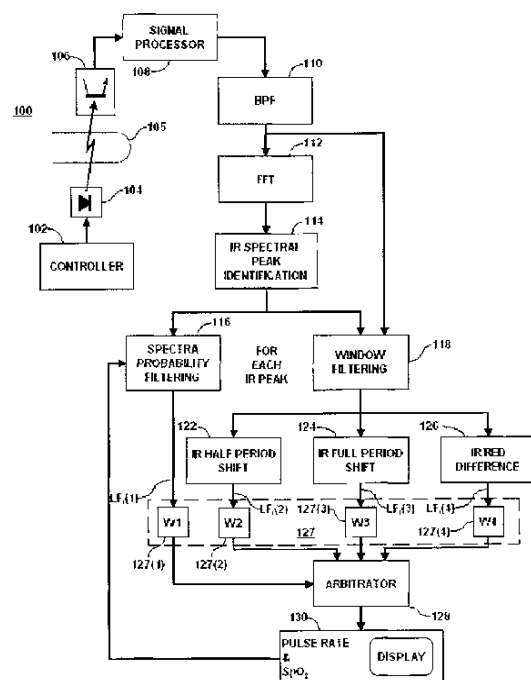
(71) 出願人 303063621
 ドレーガー メディカル システムズ インコーポレイテッド
 Draeger Medical Systems, Inc.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ ダンヴァーズ エレクトロニクス アヴェニュー 16
 16 Electronics Avenue, Danvers, Massachusetts 01923, U. S. A.
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生理信号から生理パラメータを推定するための方法及び装置

(57) 【要約】

生理信号の複数の特性を識別するシステムが開示されている。生理信号のそれらの複数の特性のうちの任意のものが生理パラメータを表すことができる。それぞれのそのような識別された特性に対してそれぞれの尤度因子を提供するため複数の相異なる技術が使用される。そのとき生成する尤度因子は、所望の生理パラメータを極めて大きな尤度で表す生理信号の特性を選択するため分析される。それから生理パラメータは生理信号の選択された特性から計算される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生理信号から生理パラメータを推定するための装置において、
生理信号源と
生理信号源に接続されていて、生理信号におけるそれぞれの特性を識別するための特性識別回路と、
特性識別回路に接続されていて、それぞれ複数の尤度を表わす信号を発生するための複数の尤度回路と、
尤度表示信号に応答して、識別された前記特性のうちの 1 つを選択するためのアービタと、
識別された前記特性のうちの選択された 1 つの特性に応答して、生理パラメータを推定するための計算回路を有し、
前記尤度回路の各々は、それぞれ識別された特性に相応する複数の信号を形成し、
前記複数の信号は、相応の識別された特性が前記生理パラメータを表わす尤度を表示することを特徴とする、生理信号から生理パラメータを推定するための装置。

10

【請求項 2】

生理信号源と特性識別回路との間に接続された B P F フィルタを有する、請求項 0 記載の装置。

【請求項 3】

特性識別回路は、生理信号の特性として生理信号のスペクトルにおけるそれぞれの相応の周波数における 1 つ以上のピークを識別するための回路を有する、請求項 0 記載の装置。

20

【請求項 4】

前記ピーク識別回路は、高速フーリエ変換 (F F T) 回路及びピーク測定回路を有し、
前記高速フーリエ変換 (F F T) 回路は生理信号源に接続されていて、所属の周波数において生理信号を表すそれぞれの大きさを有する周波数スペクトルを形成し、
前記ピーク測定回路は、前記スペクトルに応答して、それぞれの大きさにおけるピーク及びピークに関連づけられた周波数を識別するものである請求項 0 記載の装置。

【請求項 5】

ウィンドウフィルタが前記ピーク識別回路に接続されており、
それぞれ識別されたピークに相応する周波数でウィンドウフィルタリングされた複数の時間領域信号を形成する、請求項 0 記載の装置。

30

【請求項 6】

ウィンドウフィルタは、各々の識別されたピークの周波数に近い周波数スペクトルにおける大きさのサブセットを選択する回路と、逆高速フーリエ変換回路とを有し、
前記逆高速フーリエ変換回路は前記選択回路に接続されていて、選択された大きさのサブセットに応答してウィンドウフィルタリングされた時間領域信号を発生するものである請求項 0 記載の装置。

【請求項 7】

生理信号は重要な周波数レンジを有し、
ウィンドウフィルタは複数の B P F フィルタ及びマルチプレクサを有し、
前記複数の B P F フィルタは生理信号源に共通に接続されており、
各 B P F フィルタは、比較的狭い通過帯域を有し、
前記複数の B P F フィルタは、前記重要な周波数をカバーするようにそれぞれセットされた中心周波数を有し、
前記マルチプレクサは、複数の B P F フィルタに接続されたそれぞれの入力端子、及び 1 つの出力端子を有し、
それぞれの相応の識別されたピークの周波数に応答して、それぞれの相応の識別されたピークの周波数に最も近い中心周波数を有する複数の B P F フィルタのうちの 1 つを選択し、
B P F フィルタのうちの 1 つをその出力端子に接続するものである請求項 0 記載の装置。

40

50

【請求項 8】

複数の B P F フィルタの通過帯域はオーバーラップしている、請求項 0 記載の装置。

【請求項 9】

各々の識別されたピークの周波数は所属の周期を有し、

複数の尤度回路のうちの 1 つは、複数の時間領域信号を形成する回路と、複数の時間遅延された信号を形成する回路と、複数の尤度信号を形成する回路とを有し、

前記の複数の時間領域信号はそれぞれ、各々の相応の識別されたピークの周波数の近傍でウィンドウフィルタリングされた生理信号であり、

前記の複数の時間遅延された信号は、それぞれ、時間領域信号に関連付けられた周期の半周期に等しい各々の時間インターバルだけ遅延された複数の時間領域信号に相応しており 10

、
前記の複数の尤度信号は、それぞれ、時間領域信号と、識別されたピークのそれぞれに相応する遅延された時間領域信号との一致の度合いを表す、請求項 0 記載の装置。

【請求項 10】

遅延された信号を形成する回路は、時間領域信号に関連付けられた周期の $(n + 1 / 2)$ 倍に等しいそれぞれの時間インターバルだけ複数の時間領域信号を遅延させるための回路を有し、

n は 0 より大きい整数であるか、またはゼロに等しい、請求項 0 記載の装置。

【請求項 11】

尤度信号を形成する回路は加算器を有し、 20

該加算器は、時間領域信号形成器及び遅延された時間領域信号に接続されており、

該加算器はアキュムレータとして動作する、請求項 0 記載の装置。

【請求項 12】

各々の識別されたピークの周波数は 1 つの所属の周期を有し、

複数の尤度回路のうちの 1 つは、複数の時間領域信号を形成する回路、複数の時間遅延された信号を形成する回路、及び複数の尤度信号を形成する回路を有し、

前記複数の時間領域信号はそれぞれ、各々の識別されたピークの周波数の近傍でウィンドウフィルタリングされた生理信号であり、

前記複数の時間遅延された信号は、それぞれ、時間領域信号に関連付けられた周期に等しい各々の時間インターバルだけ遅延された複数の時間領域信号に相応しており、 30

前記複数の尤度信号は、それぞれ、識別されたピークのそれぞれに相応し、時間領域信号と、識別されたピークのうちの 1 つに相応する遅延された時間領域信号との一致の度合いを表す、請求項 0 記載の装置。

【請求項 13】

時間遅延された信号を形成する前記回路は、時間領域信号に関連付けられた周期の n 倍に等しい時間インターバルだけそれぞれ複数の時間領域信号を遅延させるための回路を有し、

n はゼロより大きい整数であるか、またはゼロに等しい、請求項 0 記載の装置。

【請求項 14】

尤度信号を形成する回路は減算器を有し、 40

該減算器は、時間領域信号形成器及び、遅延された時間領域信号形成器に接続されており、

該減算器はアキュムレータとして動作する、請求項 0 記載の装置。

【請求項 15】

生理信号は第 1 及び第 2 成分信号を有し、

複数の尤度回路のうちの 1 つは、第 1 の複数の時間領域信号を形成する第 1 の回路と、第 2 の複数の時間領域信号を形成するための第 2 の回路と、複数の尤度信号を形成する回路とを有し、

前記第 1 の複数の時間領域信号の各々は、それぞれの相応の識別されたピークの周波数の近傍においてウィンドウフィルタリングされた第 1 の成分信号であり、 50

前記第2の複数の時間領域信号の各々は、それぞれの相応の識別されたピークの周波数の近傍においてウィンドウフィルタリングされた第2の成分信号であり、
前記複数の尤度信号はそれぞれ、識別されたピークのうち1つに相応し、
第1の複数の時間領域信号のうちの相応のものと、第2の複数の時間領域信号のうちの相応のものととの一致の度合いを表す、請求項0記載の装置。

【請求項16】

尤度信号を形成する前記回路は減算器を有し、
該減算器は、第1及び第2時間領域信号形成器に接続されており、
該減算器はアキュムレータとして動作する、請求項0記載の装置。

【請求項17】

第1及び第2の時間領域信号を形成する回路と尤度信号発生回路との間に接続されたスケーリング回路を有し、
該スケーリング回路は、第1及び第2時間領域信号のウィンドウフィルタリングされた成分信号をスケーリングする、請求項0記載の装置。

【請求項18】

それぞれの識別されたピークの周波数は1つの所属の周期を有し、
遅延回路が設けられており、
前記遅延回路は、第1及び第2時間領域信号形成器に接続されており、時間領域信号に関連付けられた周期に等しいそれぞれの時間インターバルだけ遅延された第1及び第2の複数の時間領域信号にそれぞれ相応する各々の複数の時間遅延された信号を形成する、請求項0記載の装置。

【請求項19】

複数の尤度回路のうちの1つはスペクトル確率回路を有し、
該確率回路はピーク識別回路に接続されており、相応のピークが生理パラメータを表す確率をそれぞれ表示する複数の信号を形成する、請求項0記載の装置。

【請求項20】

前記スペクトル確率回路は、確率を抽出する回路、偏差回路、計算回路及び結合回路を有し、
確率を抽出する前記回路は、累積された確率密度関数に応じて、生理信号内の各々の識別されたピークの周波数個所が生理パラメータを表す確率を抽出し、
前記累積された確率密度関数は、生理パラメータが生理信号のスペクトルにおける各周波数個所により表される確率を表し、
前記偏差回路は、先に推定された複数の生理パラメータに応じて、先に推定された生理パラメータの広がり度合いを求め、
前記計算回路は、広がり度合いに応じて新たな確率密度関数を形成し、
前記結合回路は、新たな確率密度関数と累積された確率密度関数とを結合する、請求項0記載の装置。

【請求項21】

結合回路に接続されていて、累積された確率密度関数を下方にスケーリングするための回路を有する、請求項0記載の装置。

【請求項22】

生理信号源は SpO_2 センサを有する、請求項0記載の装置。

【請求項23】

生理信号から生理パラメータを推定する方法において、
生理信号を受け取るステップと、
前記受け取った生理信号内のそれぞれの特性を識別するステップと、
それぞれ前記識別された特性に相応して、前記相応の識別された特性が前記生理パラメータを表す尤度を表す複数の信号を形成するステップと、
前記の尤度表示信号に応じて、前記識別された特性のうちの1つを選択するステップと、
前記の識別された特性のうちの前記の選択された特性を用いて前記の生理パラメータを推

10

20

30

40

50

定するステップとを有することを特徴とする、生理信号から生理パラメータを推定するための方法。

【請求項 24】

前記の受け取った生理信号を B P F フィルタリングするステップを含み、
前記識別ステップは、前記受け取られて B P F フィルタリングされた信号内のそれぞれの特性を識別することを含む、請求項 23 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

この出願は、2000年11月21日に提出された J. Huang 氏による出願番号第 60/252, 229 号の、仮出願に基づく完全明細書による本出願 (non-provisional application) である。 10

【0002】

発明の技術分野

本発明は、生理信号から生理パラメータを推定するための技術に関する。詳細には、本発明はノイズを含む生理信号から酸素測定信号を検出し、推定することに関し、さらに、詳細には、ノイズを含む生理信号から脈拍数を正確に求めるための技術に関する。

【0003】

従来の技術

生理パラメータ（例えば、血液酸素飽和度及び脈拍数）が、生理信号により表され、そのような信号がしばしば生理信号成分より遥かに大きい実質的なノイズ成分を含むことが公知である。例えば、血流中の血液酸素飽和度 (SpO_2) レベルは、患者の身体の血液の豊富な部位（例えば指又は耳たぶ）上へ赤色及び赤外 (IR) 光を照射することにより求めることができる。患者を通る、又はそこから反射された光が検出され、受け取った光を表す信号が発生される。その際、それらの信号は処理され、患者の脈拍数の指示及び血中酸素濃度の指示双方が形成される。 20

【0004】

そのようなシステムの 1 つの問題は、光表示信号中のノイズ成分である。このノイズ成分は患者の運動により実質的に引き起こされるが、周囲装置からの電磁干渉及び光センサによる周囲光の受光もまたノイズ成分の原因となる。いくつかの場合において、そのノイズ成分は、信号成分と比較して実質的に大きいことがある。従来システムは、比較的大きなノイズ成分が存在する光表示信号内の信号成分を検出するように設計されてきた。 30

【0005】

最近、光表示信号の高速フーリエ変換 (FFT) を使用した技術が開発された。Diab 氏他による 1997 年 5 月 27 日発行された米国特許第 5, 632, 272 号においては、光表示信号の FFT からのデータが動脈血飽和度を求めるため分析される。この特許において、閾値レベルを上回るすべての FFT 周波数からの情報が等しい重みで分析される。

【0006】

Yorkey 氏他による 2000 年 7 月 25 日に発行された米国特許第 6, 094, 592 号においては、FFT スペクトルにおける各周波数個所に相応する値を有する比率信号が形成され、次いで、比率値に関連付けられた周波数において IR FFT の大きさにより重み付けされた比率信号の値のヒストグラムが形成される。 40

【0007】

それらのシステムのすべてにおいては、FFT 信号がアルゴリズムに従って処理され、脈拍数信号及び SpO_2 信号が形成される。しかし、そこで、所定のアルゴリズムが良好に機能しない臨床的状況が存在し、逆に、そのアルゴリズムが良好に機能するような他の状況が存在する。異なる臨床的状況の範囲にわたり最適に動作できるシステムが望ましい。

【0008】

発明の簡単な要約

本発明の基本手法によれば、まずシステムが生理信号の複数の特性を識別する。この生理 50

信号の複数の特性のどれかが、生理パラメータを表すことができる。それぞれのそのような識別された特性に対して尤度因子を提供するため複数の異なる技術が使用される。その結果として形成される尤度因子は、所望の生理パラメータを最大尤度で表す生理信号の特性を選択するため分析される。それから生理パラメータは生理信号の選択された特性に基づき計算される。

【0009】

詳細には、本発明の基本手法によるシステムは、 SpO_2 生理信号から脈拍数のパラメータを求める。その SpO_2 生理信号は、赤色及び I R 光表示信号を含む。I R 光表示信号のスペクトル中のピークの周波数個所が特性として検出される。複数の異なる技術によりそれぞれ、各々の識別されたピークに対して1つの尤度因子が形成される。次いで、すべての尤度因子が、実際の脈拍数を最も大きな尤度で表す特性として識別されたピークのうちの1つを選択するため分析される。脈拍数パラメータは、選択されたピークの周波数個所において赤色及び I R 光表示信号から計算される。さらに、選択されたピークの周波数個所における赤色及び I R 光信号をさらに処理し、 SpO_2 値の第2のパラメータを形成することができる。

10

【0010】

図面の簡単な説明

図1は、本発明の基本手法による処理を示す機能ブロック図である。

【0011】

図2は、I R 信号から導出された例示的 F F T を示すスペクトル波形図である。

20

【0012】

図3は、図1に示すスペクトル確率フィルタリング回路の動作を理解する上で有用な確率分布関数 (P D F) の波形図である。

【0013】

図4 a は、図3に示すような P D F を更新するための処理を示す機能ブロック図であり、図4 b および図4 c は、図4 a に示すブロック図の動作を理解する上で有用な P D F を示す図である。

【0014】

図5は、図1に示す本発明の実施形態において使用できるウィンドウフィルタのブロック図である。

30

【0015】

図6 a は、I R 半周期シフト回路の詳細なブロック図であり、図6 b および6 c は、図6 a に示す I R 半周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【0016】

図7 a は、I R 全周期シフト回路の詳細なブロック図であり、図7 b および7 c は、図7 a に示す I R 全周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【0017】

図8 a は、I R / 赤色光差動回路の詳細なブロック図であり、図8 b は、図8 a に示す I R / 赤色光差動回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【0018】

図1は、本発明の基本手法により生理信号から脈拍数及び SpO_2 値を求めるための処理を示す機能ブロック図である。当業者はこの処理を専用のハードウェア回路により実行でき、又は制御プログラムの制御下で又は、それらの技術の組合せの制御下で動作するプロセッサ内で実行できることを理解する。所定の具現化技術は、本発明の核心に係わるものでない。

40

【0019】

発明の詳細な説明

図1は、本発明の基本手法により生理信号から脈拍数及び SpO_2 値を求めるための処理を示す機能ブロック図である。当業者であれば、この処理を専用のハードウェア回路によって、又は制御プログラムの制御下で実行できるか、あるいはそれらの技術を組み合わせて

50

実行できることを理解できる。詳細な具現化技術は、本発明の核心に係わるものでない。

【0020】

図1中、コントローラ102の出力端子が、発光素子104に接続されている。有利な実施形態では、発光素子104は、ブロック104において簡略的なシンボルで示すように発光ダイオード(LED)の1セットである。発光素子104は少なくとも、赤色光を発光するための1つのLED及び赤外(IR)光を発光するためのLEDを有する。他の彩色光を発光する他のLEDを備えることもできる。発光素子104により発光される光のある部分が、発光素子104と光センサ素子106との間の光を指示するラインにより示されているように光センサ素子106により受け取られる。有利な実施形態では、光センサは、ブロック106において簡略的なシンボルにより示されるようにフォトランジスタである。光センサ106は、発光素子104からの光の一部を受け取り、出力端子において、受け取った光の強度を表す電気信号を形成する。発光素子104及び光センサ106の組み合わせが、公知のように設計された血液酸素濃度センサ100を形成する。

【0021】

光センサ106の出力端子は、信号プロセッサ108の入力端子に接続されている。信号プロセッサ108の出力端子は、バンドパスフィルタBPF110の信号入力端子に接続されている。バンドパスフィルタ110の出力端子は、高速フーリエ変換(FFT)回路112の入力端子及びウィンドウフィルタリング回路118の第1入力端子に接続されている。FFT回路112の出力端子は、IRスペクトルピーク識別回路114の入力端子に接続されている。IRスペクトルピーク識別回路114の出力端子は、スペクトル確率フィルタリング回路116の入力端子及びウィンドウフィルタリング回路118の第2入力端子に接続されている。

【0022】

ウィンドウフィルタリング回路118の出力端子は、IR半周期シフト回路122、IR全周期シフト回路124、IR/赤色光差動回路126のそれぞれの入力端子に接続されている。スペクトル確率フィルタリング回路116の出力端子は、第1の重み付け回路127(1)の入力端子に接続されている。IR半周期回路122の出力端子は、第2の重み付け回路127(2)の入力端子に接続されている。IR全周期回路124の出力端子は、第3の重み付け回路の入力端子に接続されている。IR/赤色光差動回路126の出力端子は、第4の重み付け回路127(4)の入力端子に接続されている。第1、第2、第3及び第4の重み付け回路(127(1), 127(2), 127(3), 127(4))は、1つの重み付けサブシステム127を形成する。

【0023】

第1、第2、第3及び第4の重み付け回路(127(1), 127(2), 127(3), 127(4))のそれぞれの出力端子は、アービタ128の相応の入力端子に接続されている。アービタ128の出力端子は、脈拍数及びSpO₂計算及びディスプレイ回路130の入力端子に接続されている。脈拍数及びSpO₂計算及びディスプレイ回路130の出力端子は、スペクトル確率フィルタリング回路116の第2の入力端子に接続されている。

【0024】

動作中、発光装置104及び光センサ106を含むSpO₂センサ100は、公知のように図1中105として示される指又は耳たぶのような患者の身体の血液の豊富な部位に近接して置かれる。光センサ106により発生される光表示信号は比較的低パワーである。信号プロセッサ108は低パワー信号を受け取り、より高いパワーの信号を公知のように形成する。図1では信号プロセッサ108は2つの信号を形成する。そのうちの1つは光センサ106が受け取った赤色光の強さを表し、もう1つは、光センサ106が受け取ったIR光の強さを表す。それらの信号はサンプリングされ、各デジタル-アナログ変換器(図示せず)によりデジタル形態に変換され、それぞれの信号はすべて公知のように形成される。それらのデジタル信号は、明示的に以下異なったような説明をしていなければ図1に示す処理ブロックの残部により並列的に処理される。

10

20

30

40

50

【0025】

光表示デジタル信号は、まずBPF110によりバンドパスフィルタリングされ、パルス周波数が含まれていると推定され得る周波数領域内に存在しない信号成分が除去される。こうすることによって帯域外ノイズが低減され、フィルタリングされた信号のS/N比を改善する。当業者であれば、どのようにBPF110の通過帯域を適当に調節するかを理解できる。

【0026】

その際、フィルタリングされた信号（赤色及びIR）は、FFT回路112により周波数領域に変換される。FFT回路112は、公知のように順次のFFTスペクトルを形成する。各FFTスペクトルは、1024の複合値の1セットからなり、該複合値の各々はそれぞれの周波数個所でのエネルギーを表す1つの大きさを有する。図2は、比較的限られた数の周波数個所を含む1つのIR信号から導出された例示的FFTを示すスペクトル波形図である。図2中の水平方向は、周波数を表し、垂直方向は大きさを表す。FFTにおける各々の周波数個所は、周波数を表す水平方向個所及び該周波数におけるFFTの大きさを表す高さを有する垂直矩形により表される。水平軸に沿っての数は、毎分当たりの脈拍数（BPM）を表す。図示の実施形態では、信号プロセッサ108からの赤色光デジタル信号及びIRデジタル信号それぞれに対して、10秒ごとに1つの1024ポイントFFTが計算される。したがって、サンプリングレートは毎秒ほぼ100サンプルである。それゆえ、図示の実施形態では、各FFTは、DCからスタートしてほぼ100Hzまで0.01Hzごとに間隔をおかれた周波数個所において1024の複合値の1セットから成る。しかし脈拍数を求めるアプリケーションでは、DCからほぼ5Hz（300BPM）までの周波数のみが重要である。

【0027】

機能ブロック114では、FFT回路112からのIRスペクトルにおけるピークの大きさ及び周波数個所が公知のように識別される。第1に、FFTにおける大きさが、所定の値に規準化される。すなわち、FFTスペクトルにおける最大の大きさが、所定の値にセットされ、残部が適宜公知のようにスケールリングされる。図2中、最大の大きさ（最も低い周波数個所において示す）が1000にセットされ、そして、残部は適宜スケールリングされる。

【0028】

第2に、ピークが識別される。図示の実施形態において、ピークとして識別されるには、IRスペクトル個所の大きさが（1）所定の閾値の大きさより高くなければならず、かつ（2）スペクトル個所の両側における所定の大きさの値より大きい値の上昇及び下降により表されなければならない。これらの基準尺度を満たす各FFTスペクトル個所が公知形式でピークとして識別される。識別されたIRピークの大きさ及びスペクトル個所のリストが形成される。図2中、ピークは、ほぼ35BPM、46BPM、76BPM、140BPM及び160BPMにおいて識別される。さらに、後続の処理のため識別されるピークの数制限することも可能である。例えば図示の実施形態では、最大の大きさを有する20のピークのみが処理される。図2中、識別されたピークは黒で満たされた矩形により示され、一方、非ピーク周波数個所は空白の矩形によって示されている。

【0029】

一般に、IRピークとして識別された各スペクトル個所におけるFFT情報、及び場合によっては他の情報が、以下述べるように4つの尤度因子LFの1セットを求めるため処理され、この4つの尤度因子は、スペクトル確率フィルタリング回路116（LF（1））、IR半周期シフト回路122（LF（2））、IR全周期シフト回路124（LF（3））及びIR／赤色光差動回路126（LF（4））の各々からのものである。すなわち、4つのLF（LF₁（1）、LF₁（2）、LF₁（3）、LF₁（4））の第1のセットがIR FFTピーク1に対して生成され、そして、4つのLF（LF₂（1）、LF₂（2）、LF₂（3）、LF₂（4））の第2のセットがIR FFTピーク2に対して生成され、以下同様となる。本明細書の以下の記載において表記LF_i（j）は、j

番目の処理機能からの i 番目の I R F F T ピークに対する尤度因子 $L F$ を示す。

【0030】

詳細に説明すると、再び図2を参照すると、4つの $L F$ の第1のセット ($L F_1$) が、上述のように、スペクトル確率フィルタリング回路116、I R 半周期シフト回路122、I R 全周期シフト回路124及びI R / 赤色光差動回路126によりI R F F T におけるピークとして識別された35 B P M スペクトル個所に対して形成される。4つの $L F$ の第2セット ($L F_2$) が46 B P M スペクトル個所に対して形成され、第3セット ($L F_3$) が76 B P M スペクトル個所に対して生成される。そして同様にして $L F_4$ が140 B P M スペクトル個所に対して形成され、 $L F_5$ が160 B P M スペクトル個所に対して形成される。

10

【0031】

その後4つの $L F_i$ ($L F_i(1)$ 、 $L F_i(2)$ 、 $L F_i(3)$ 、及び $L F_i(4)$) の各セットが、重み付けサブシステム127内の対応の重み付け回路により重み付けされる。すなわち、各 $L F_i(1)$ は、重み付け回路127(1)において重み $W1$ により重み付けされて、対応に重み付けされた尤度因子 $W L F_i(1)$ を形成する。各 $L F_i(2)$ は、重み付け回路127(2)において重み $W2$ により重み付けされて、対応の重み付けされた尤度因子 $W L F_i(2)$ 等を形成する。その結果、識別されたI R スペクトルピーク個所(35 B P M、46 B P M、76 B P M、140 B P M、160 B P M)の各々に関連付けられた4つの $W L F_i$ の1セットが得られる。

【0032】

アービタ128は、I R スペクトルピーク個所のすべてに関連付けられる $W L F_i$ のセットのすべてを処理し、そして、最大尤度で脈拍数を表す周波数としてI R スペクトルピーク個所のうちの1つを選択する。当業者は脈拍数表示周波数を選択するように $W L F$ を処理できる多くの方法が存在することを理解する。例えばアービタ128は、 $W L F$ を規準化し、最も高い値を有する $W L F$ を識別し、識別された $W L F$ に関連付けられたI R F F T を、脈拍数を表示するものとして選択できる。択一的に、有利な実施形態では、アービタ128は、それぞれのI R F F T ピークに関連付けられた4つの $W L F$ の組合せを形成し、次いで、最も高い値を有する組合せに関連付けられたI R F F T ピークを脈拍数を表すものとして選択する。しかし、アービタ128において使用される所定の選択プロセスは本発明の核心には係わりのないものである。

20

30

【0033】

脈拍数及び $S p O_2$ 計算及びディスプレイ回路130は、公知形式でアービタ128により選択された周波数のF F T 情報を処理して、脈拍数及び選択された脈拍数に対応する $S p O_2$ 値を計算する。

【0034】

ブロック116では尤度因子 $L F_i(1)$ が、確率的フィルタリングに基づいて求められる。脈拍数周波数の確率密度関数(P D F)は、先に識別された脈拍数及び $S p O_2$ 値を $S p O_2$ 計算及びディスプレイ回路130から受け取ると、それに基づいて維持される。ブロック114において識別されたI R ピークの周波数個所の各々において前記P D F におけるゼロから1までのそれぞれの確率は、I R ピークに対する $L F$ である。次いでP D F は、すべて以下詳細に述べる要領で更新される。

40

【0035】

図3aは、図1に示すスペクトル確率フィルタリング回路116の動作を理解する上で有用なP D F の波形図である。図3a中P D F 602はクロスハッチングで示されている。水平軸は脈拍数を毎分当たりの拍動数で表し、垂直軸はゼロから1までの確率を表す。図3aにおけるP D F 602は連続的形態で示されているが、当業者は、図示の実施形態ではP D F 602は離散的であり、Nの確率表示エントリの1セットを含み、その各々は、F F T 回路112からのF F T の各々における周波数個所のセットに対応して、ゼロから1までにわたる1つの値を有することを理解できる。上述のように、図示の実施形態では、F F T 回路112からのF F T には $N = 1024$ の周波数個所があるため、図3aに示

50

すPDF602には1024の相応の周波数個所がある。

【0036】

図3a中、IRFFTからの3つのピークが示されている。1つは46BPMにおける604、もう1つは、76BPM606、さらにもう1つは、140BPM608である。それらのピークのうちの各々が、1つの垂直ラインにより表される。ラインの水平方向個所はピークの周波数を表し、ラインの高さは、その周波数個所におけるPDF602の確率である。46BPMにおけるピークを表すライン604は、確率 $P(46)$ を有する。76BPMにおけるピークを表すライン606は、確率 $P(76)$ を有する。140BPMにおけるピークを表すライン608は、確率 $P(140)$ を有する。図3中において、46BPM周波数に関連付けられた第1の尤度因子 $LF_1(1)$ は $P(46)$ の値を有し、76BPM周波数に関連付けられた第2の尤度因子 $LF_2(1)$ は $P(76)$ の値を有し、140BPM周波数に関連付けられた第3の尤度因子 $LF_3(1)$ は $P(140)$ の値を有する。上述のようにLFが求められた後、PDF602は更新される。

【0037】

図4aは、図3aのPDF602がどのように更新されるかを示す機能ブロック図である。図4b及びcは、図4aの動作を理解する上で有用なPDFの図解である。図4a中、脈拍数及び SpO_2 計算及びディスプレイ回路130(図1)からの脈拍数値は、そのような値のリスト610内にエントリされる。そのリストは、偏差尺度計算ブロック612により処理される。偏差尺度計算ブロック612からの出力端はPDFパラメータ計算回路614の入力端に接続されている。脈拍数及び SpO_2 計算及びディスプレイ回路130からの SpO_2 値は、PDFパラメータ計算回路614の別の入力端へ供給される。PDFパラメータ計算回路614は、以下詳細に述べる形式で2つのパラメータA及びBを計算する。パラメータA及びBは、1つの新たなPDF620を生成するため使用される。

【0038】

図4a中Mのエントリを含む脈拍数値のリスト610が維持される。これらの脈拍数値は、ユーザに報告される最終的な脈拍数値であり、この脈拍数値は、脈拍数及び SpO_2 計算及びディスプレイ回路130によりディスプレイ装置上にディスプレイされる。各々の新たな脈拍数値を脈拍数及び SpO_2 計算及びディスプレイ回路130から受け取ると、最も古い値はリスト610から廃棄され、新たな値と置換される。

【0039】

【外1】

それらのMの脈拍数値の偏差Dev又は広がり尺度がブロック612において計算される。統計的な精度を維持するため、Mに対する最小値があり、これは図示の実施形態ではほぼ10である。計算時間を最小にするためMに対する最大値もあり、これは図示の実施形態ではほぼ30である。偏差Devは、通常の形式で標準偏差により表すことができる。すなわち、まず平均値 $\bar{p}$ が脈拍数値のリスト610から計算され、次いで、その平均値 $\bar{p}$ からの標準偏差が双方共公知形式で計算される。

【0040】

【外2】

10

20

30

40

代替的に、脈拍数及びS p O₂ 計算及びディスプレイ回路130からの最新の脈拍数値 $\hat{p}$ からの、リスト610中の脈拍数値の偏差を

$$Dev = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (p_i - \hat{p}), \text{ として計算でき、ここで、 } P_i \text{ は、リスト610}$$

におけるi番目のエントリを表す。例えば76BPMにおけるIRピーク606が脈拍数及びS p O₂ 計算及びディスプレイ回路130により、脈拍数 $\hat{p}$ を表すものとして事前の繰返しにおいて選択された場合、76BPMを表す周波数個所 $\hat{p}$ の周辺のリスト610における脈拍数値の偏差がブロック612において計算される。

10

【0041】

低偏差Dev値は、S p O₂ 信号がクリーンで、比較的ノイズがなく、そして、患者の運動のような外部因子により脈拍数及びS p O₂ 読み取りが劣化されないような状況を表す。この場合における読み取りは比較的安定しており、周波数の広がりには比較的小さい。高いDev値は、S p O₂ 信号がノイズを含むか、又は患者の運動により脈拍数及びS p O₂ 読み取りが劣化されるような状況を表す。この状況における読み取りは、迅速に、不規則に変化することがある。この状況は、脈拍数が比較的迅速に変化していることを指示することもある。

20

【0042】

偏差尺度Dev及びS p O₂ は、次いで図4b及びcに示すように1つの新たなPDF620を形成するのに必要な値A及びBを形成するために使用される。新たなPDF620は、パラメータAにより表された高さ、パラメータBにより表された幅を有する。計算を簡単にするため図示の実施形態では、新たなPDFは形状が三角形である。ただし、当業者は既知のガウス分布特性形状のような他のPDF形状も同様に使用できることを理解できる。パラメータAは、 $A \propto S p O_2 / Dev$ として計算できる。パラメータBは、 $B \propto Dev$ として計算される。こうして、比較的低いDev値により指示される脈拍数信号が安定していればいるほど、PDF620において指示される新たなPDFはそれだけ益々高く、益々狭幅になる。このことは、脈拍数が比較的狭い周波数レンジ内にある確率が一層高くなることを表している。またこのことは図4bに示されており、ここではPDF620は比較的丈が高く、狭幅になっている。逆に、比較的高いDev値により指示される脈拍数信号が不規則性で不安定であればあるほど、PDF620'において示すように新たなPDFはそれだけ益々低く、幅広となる。このことは、脈拍数がどの周波数であってもその周波数である確率が低いことを表すが、その代わりに、脈拍数が比較的幅広の周波数レンジ内のどこかにあることを表す。このことは、新たなPDF620'が比較的短く幅広の図4cに示されている。

30

【0043】

PDF602は、この新たなPDF620を使用して更新される。図示の実施形態において、図4bに示すような比較的高く、狭幅なPDF620が使用される。図3bを再び参照すると、新たなPDF620が、図3aの先行存在しているPDF602内に挿入される。新たなPDF620は、脈拍数及びS p O₂ 計算及びディスプレイ回路130により選択された周波数のところでセンタリングされている。図示の実施形態において、これは、76BPMの脈拍数に相応する周波数個所である。結果として得られるPDF602'は図3cに示されている。

40

【0044】

その際、図3cのPDF602'の大きさは因子 $f \propto Dev$ だけ減少される。上述のように低いDev値は、比較的クリーンな信号及び安定した脈拍数を指示するが、一方、高いDev値は比較的多くのノイズを含む信号又は不規則性及び／又は迅速に変化する脈拍数を指示する。クリーンな信号及び安定した脈拍数を指示するDev値が低ければ低いほど

50

、因子 f はそれだけ益々高くなり、PDF はそれだけ益々減少される。これにより狭幅の PDF が生じ、この PDF は繰り返すごとに情報の多くを失い、スペクトル確率フィルタ 116 がより容易に脈拍数の変化に追従できるようになる。ノイズを含む信号又は不規則脈拍数を指示する Dev 値が高ければ高いほど、因子 f はそれだけ益々低くなり、PDF が減少されるのが益々わずかとなる。これにより比較的広い PDF が得られ、繰り返すごとにその情報の大半が保持される。図 3 d は、結果として得られる PDF 602' ' を示し、これは図 3 a に示すように、IR ピーク識別回路 114 からの IR ピーク値の次のセットに対する LF を求めるため使用される。

【0045】

機能ブロック 118 では、識別された各 IR ピークに対して、赤色及び IR 信号が、そのピークの周波数個所 F を取り囲む比較的狭幅の通過帯域を有するウィンドウフィルタによりフィルタリングされる。ウィンドウフィルタを構成するための多数の公知の方法のどれを使用してもよい。例えば、図 2 を参照すると、所定の数の周囲周波数個所に対する周波数個所 F における FFT 値及び所定数の周囲周波数個所に対する FFT 値が選択され、一方、他のすべての周波数個所に対する FFT 値が無視される。その場合、選択された FFT 周波数値の逆フーリエ変換が実行されて、選択されたピークの周波数近傍におけるそれぞれ 10 秒のウィンドウフィルタリングされた時間領域信号が発生される。

【0046】

図 5 は、ウィンドウフィルタ 118 の択一的な有利な実施例を示す。図示のウィンドウフィルタ 118 は、赤色及び IR 光表示信号の双方をフィルタリングするため使用できる。図 5 中、BPF フィルタ 110 からのバンドパスフィルタリングされた光表示信号が、複数の BPF フィルタ 702 のそれぞれの入力端子に供給される。複数の BPF フィルタ 702 のそれぞれの出力端子が、マルチプレクサ 704 の相応の入力端子に接続されている。マルチプレクサ 704 の出力端子は処理回路に接続されており、その処理回路は IR 半周期シフト回路 122、IR 全周期シフト回路 124 及び IR/赤色光差動回路 126 である。IR スペクトルピーク識別回路 114 からの現在処理されている IR ピークの周波数を表す信号が、制御回路 706 の入力端子に供給される。制御回路 706 の出力端子がマルチプレクサ 704 の制御入力端子に接続されている。

【0047】

動作中、複数の BPF フィルタ 702 の各々は比較的狭い通過帯域を有し、これら複数の BPF フィルタ 702 はそれぞれ選択された中心周波数を有するので、重要な周波数レンジ全体（すなわち DC からほぼ 5 Hz まで）がカバーされる。図示の実施形態では、7 つの BPF フィルタ 702 (1) ~ 702 (9) が設けられている。BPF フィルタ 702 のすべてがほぼ 1 Hz の通過帯域を有する。第 1 の BPF フィルタ 702 (1) はほぼ 0.5 Hz の中心周波数及び DC からほぼ 1 Hz までの通過帯域を有する。第 2 の BPF フィルタ 702 (2) はほぼ 1 Hz の中心周波数及びほぼ 0.5 Hz からほぼ 1.5 Hz まで等の通過帯域を有する。第 9 の BPF フィルタ 702 (9) は、ほぼ 4.5 Hz の中心周波数及びほぼ 4 Hz からほぼ 5 Hz までの通過帯域を有する。従って複数の BPF フィルタ 702 のそれぞれの通過帯域はオーバーラップする。

【0048】

制御回路 706 は、現在処理されている IR ピークの周波数を表す信号を受け取る。制御回路 706 は、IR ピーク周波数に最も近い中心周波数を有する BPF フィルタ 702 を選択し、マルチプレクサ 704 を条件づけし、選択された BPF フィルタ 702 を、その出力端子に、こうして処理回路に接続し、この処理回路は IR 半周期シフト回路 122 に、IR 全周期シフト回路及び IR/赤色差動回路 126 である。

【0049】

図 6 a は IR 半周期シフト回路 122 の詳細なブロック図であり、図 6 b 及び c は、図 6 a における IR 半周期シフト回路 122 を理解する上で有用な波形図である。図 6 a 中、ウィンドウフィルタリング回路 118 (図 1) からのウィンドウフィルタリングされた IR 信号が、遅延回路 302 の入力端子及び加算器 304 の第 1 の入力端子に供給される。

遅延回路 302 の出力端子は、加算器 304 の第 2 の入力端子に接続されている。加算器 304 の出力端子は、第 2 の重み付け回路 127 (2) (図 1) に接続されている。

【0050】

脈拍数の実際の周波数又はその周波数に近いウィンドウフィルタリングされた酸素測定信号のパルス酸素測定 IR 信号成分 (すなわち、ノイズ成分のない) は、各周期において対称的である。すなわち、各パルス波形は、等しい高さピーク及び等しい時間間隔がおかれた谷を持つ正弦波に形状的に類似する。従って、心拍数が一定に保たれているならば、半サイクルシフトされたパルス酸素測定信号成分は、シフトされていない波形の反転バージョンとなって現れる。さらに、このことは、 $n+1/2$ サイクルの任意のシフトに対しても成り立つ。ここでは n は整数である。従って、シフトされた、及びシフトされない信号の和は実質的にゼロに近いものとなる。 10

【0051】

ノイズが存在すると、この相殺は不完全になる。しかし、実際の脈拍数の周波数又はその近くでの FFT ピークにより表される信号のみが、ノイズ成分のほかにパルス酸素測定信号成分を含む。このピークに対して脈拍数成分が、実質的に相殺される。他のすべてのピークでは、そのような相殺される成分がなく、それらのピークから形成される信号が、信号成分を含むピークからの信号より大きくとどまる傾向がある。

【0052】

図 6 中、機能ブロック 122 は、ピーク識別ブロック 114 (図 1) により IR フィルタスペクトルにおいて識別された各ピークで別個に動作する。各ピークに対してサイクル周期 T が $1/F$ として計算される。ここでは F は Hz で表されるピークの周波数個所である。その際、 $T/2$ だけ遅延され、そのピークに対してウィンドウフィルタリングされた時間領域信号の 1 つのバージョンは、遅延回路 302 により形成される。この遅延された信号は、加算器 304 により元のウィンドウフィルタリングされた時間領域信号に加えられる。この加算器 304 はアキュムレータとして動作する。加算器 304 による累積の結果は、その周波数に対する LF_i (2) であり重み付け回路 127 (2) に供給される。重み付け回路 127 (2) により加えられる重み $W2$ は負の重みであるため、より高い (より負でない) 重みを最も低い累積を有する信号に与える。ここでは、その信号は、上述のように最大尤度で信号成分が相殺されていることを前提としている。 20

【0053】

図 6 b は、76 BPM ($F = 1.25$ Hz) に相応する周波数個所における FFT スペクトルピークに対する IR 波形を示す。この波形は、1 Hz から 2 Hz までの通過帯域でウィンドウフィルタリングされている。この波形に対するサイクル周期は $T = 1/F = 0.8$ 秒である。ウィンドウフィルタリングされた波形は、より暗いライン 202 として示され、ウィンドウフィルタ 118 からの信号を表す。遅延された信号は、より明るいライン 204 で示されており、波形 202 を $T/2$ だけ遅延したものである。遅延された信号 204 が遅延されていない信号 202 に加算されると、その結果は殊に時間エリヤ 210 及び 212 では比較的ゼロに近くなる。ここでは、ノイズ成分は低く、遅延された信号 204 は、遅延されていない信号 202 の反転波形に一層近似する。その IR ピーク周波数に対する LF を表すそれらの 2 つの信号の累積された和は比較的小さいものとなる。 30 40

【0054】

図 6 c は、46 BPM ($F' = 0.75$ Hz) に相応する周波数個所における FFT スペクトルピークに対する IR 波形を示す。この波形は、0.5 Hz から 1.5 Hz までの通過帯域でウィンドウフィルタリングされている。この波形に対するサイクル周期は、 $T' = 1/F' = 1.3$ 秒である。ウィンドウフィルタリングされた波形は、より暗いライン 206 として示され、遅延された信号は $T'/2$ だけ遅延された明るいライン 208 で示されている。遅延された信号 208 が遅延されていない信号 206 に加えられると、その結果はゼロに近いものではない、それというのは、遅延された信号 208 は、遅延されていない信号 206 の反転したものに近いからである。これらの 2 つの信号の累積された和は、比較的大きくなるか、又は、少なくとも、図 6 b に示す信号に対する累積され 50

た和より大となる。

【0055】

累積は、ブロック114（図1）により識別された各々のIRFFTスペクトルピークに対して実行され、そして、各ピークに対するLF（2）が周波数及びそのピークの大きさと共にセーブされる。次いで、識別されたすべてのIRFFTピークに対するLF（2）が、第2の重み付け回路127（2）に供給される。上述のように、パルス酸素測定信号の相殺効果がいずれの半周期シフト繰り返しタイミングごとにも生じる。すなわち（ $n+1/2$ ）Tに対して生じる。ここでnは整数である。こうして半周期シフトより大きいシフトに対して、例えば、 $T/2$ 、 $3T/2$ 、 $5T/2$ 等に対して累積プロセスを繰り返すことが可能である。その場合、いずれのそのような半周期シフトに対してもトータルな累積が、その周波数シフトに対するLF（2）を形成し、上述のように重み付けられる。

【0056】

図7aは、IR全周期シフト回路124の詳細なブロック図であり、図7b及びcは、図7aに示すIR全周期シフト回路124の動作を理解する上で有用な波形図である。図7a中、ウィンドウフィルタリング回路118（図1）からのウィンドウフィルタリングされたIR信号は、遅延回路402の入力端子及び減算器404の第1入力端子に供給される。遅延回路402の出力端子は、減算器404の第2入力端子に接続されている。遅延回路402の出力端子は、第3の重み付け回路127（3）（図1）に供給される。減算器404の出力端子は、第3の重み付け回路127（3）（図1）に接続されている。

【0057】

脈拍数の実際の周波数又はそれに近い周波数のウィンドウフィルタリングされた酸素測定IR信号のパルス酸素測定信号成分は、実際の脈拍数に関連する周期性で繰り返す。上述のように信号成分の各パルス波形は、等しい高さピーク及び等しい時間間隔をおかれた谷部を持つ正弦波に形状的に類似する。この信号は、心拍ごとに繰り返される。従って、脈拍数が一定に留まる限り、1サイクルシフトされたパルス酸素測定信号成分は、シフトされていない波形と同じとなって現れる。さらに、このことはnサイクルのどのシフトに対しても成り立つ。ここではnは整数である。従って、シフトされた信号とシフトされていない信号との差は実質的にゼロに近い。

【0058】

先の場合におけるように、ノイズが存在すると、相殺は不完全なものとなる。しかし、実際の脈拍数の周波数又はその周波数に近いIRFFTピークを表す信号のみが、ノイズ成分のほかに付加的にパルス酸素測定信号成分を含む。このピークに関しては脈拍数成分は、実質的に相殺される。他のすべてのピークに関してはそのような成分は相殺されず、それらのピークから形成される信号は、信号成分を含むピークから形成される信号より大きくとどまる傾向がある。

【0059】

図7aでは、図6aにおける機能ブロック122と類似して、機能ブロック124もピーク識別ブロック114（図1）によりIRFFTスペクトル内に識別された各ピーク上で別個に動作する。先に計算されたサイクル周期Tだけ遅延された、そのピークに対するウィンドウフィルタリングされた信号の1つのバージョンが、遅延回路402により形成される。この遅延された信号は、アキュムレータとして動作する減算器404により、元のウィンドウフィルタリングされた時間領域信号から減算される。減算器404による累積の結果は、そのIRFFTピークに関連づけられたLF（3）であり、重み付け回路127（3）に供給される。重み付け回路127（3）により加えられる重みW3もまた負の重みであり、より高い（より負でない）重みを最も低い累積の信号に与える。ここでは、その信号は上述のように最大尤度で信号成分が相殺されることを前提としている。

【0060】

図7bは図6bに相応し、76BPMに相応する周波数個所（F 1.25Hz）におけるFFTスペクトルピークに対するIR波形を示す。上述のようにこの波形は、より暗い

ライン 202 として示され、1 Hz ~ 2 Hz の通過帯域に渡りウィンドウフィルタリングされており、 $T = 1 / F = 0.8$ 秒のサイクル周期を有する。時間 T だけ遅延された遅延信号は、より明るいライン 220 で示されている。遅延された信号 220 が遅延されていない信号 202 から減算されると、その結果は、殊に時間 エリヤ 224 において比較的ゼロに近くなる。ここではノイズ成分は比較的 low、遅延された信号 220 は、遅延されていない信号に一層近似する。これらの 2 つの信号の累積された差は比較的小さいものとなる。

【0061】

図 7 c は図 6 c に相応し、46 BPM に相応する周波数個所での I R F F T スペクトルピークに対する波形を示す。上述のように、この波形は 0.5 Hz ~ 1.5 Hz までの通過帯域にわたりウィンドウフィルタリングされており、 $T' = 1 / F' = 1.3$ 秒のサイクル周期を有し、より暗いライン 206 として示されている。時間 T' だけ遅延された遅延信号は、より明るいライン 222 で示されている。遅延信号 222 が遅延されていない信号 206 から減算されると、その結果は、ゼロに近くない。それというのは、遅延された信号は、遅延されていない信号に近似しないからである。それらの 2 つの信号の累積された差は、比較的大きくなるか、又は少なくとも図 7 b に示す信号に対する累積された差より大きくなる。

【0062】

上述のように、パルス酸素測定信号の相殺効果は、すべての全周期シフト時点で行われる。すなわち、 nT の時点で行われる。ここでは n は整数である。したがって、1 つ以上の全周期シフト時点で繰り返すことができ、例えば、 T 、 $2T$ 、 $3T$ 等に対して累積プロセスを繰り返すことが可能である。そのような全周期シフト時点に対するトータルな差の累積は、その周波数に対する $LF(3)$ であり、上述のように重み付けられる。

【0063】

図 8 a は、I R / 赤色光差動回路 126 の詳細な機能ブロック図であり、図 8 b 及び図 8 c は、図 8 a で示す I R / 赤色光差動回路 126 の動作を理解する上で有用な波形図である。図 8 a において、ウィンドウフィルタリング回路からのウィンドウフィルタリングされた赤色光信号 (R) 及びウィンドウフィルタリングされた I R 信号は、スケーリング回路 506 を介して減算器 504 のそれぞれの入力端子に供給される。減算器 504 の出力端子は、第 4 の重み付け回路 127 (4) に接続されている。

【0064】

脈拍数の実際の周波数またはその周波数に近いウィンドウフィルタリングされた I R 酸素測定信号のパルス酸素測定信号成分が、同じ周波数でのウィンドウフィルタリングされた赤色酸素測定信号の信号成分と相関付けられる。すなわちウィンドウフィルタリングされた I R 及び赤色パルス酸素測定信号成分が実質的に一致する波形を有する。こうして、ウィンドウフィルタリングされた赤色光酸素測定信号成分と、ウィンドウフィルタリングされた I R 酸素測定信号との差が比較的ゼロに近くなる。

【0065】

先の場合におけるように、ノイズが存在すると、この相関関係が成り立たなくなる。しかし、実際の脈拍数の周波数又はその周波数に近いそれぞれの F F T ピークにより表される赤色光及び I R 信号のみが、ノイズ成分のほかにパルス酸素測定信号成分を含む。このようなピークでは、脈拍数成分は、差形成により実質的に相殺される。他のすべてのピークでは、そのような成分は相殺されず、それらのピークから形成される差は、信号成分を含むピークから形成される差より大きいままにある傾向がある。

【0066】

図 8 において、図 6 の機能ブロック 122 及び図 7 の機能ブロック 124 と類似の要領で、機能ブロック 126 もまた、ピーク識別ブロック 114 (図 1) により I R F F T スペクトル内の識別された各ピーク上で別個に動作する。ウィンドウフィルタリングされた赤色光信号 R がアキュムレータとして動作する減算器 504 により、ウィンドウフィルタリングされた I R 信号から減算される。当業者は、スキューを最小化し相殺を最大化する

ため、ウィンドウフィルタリングされた赤色光及び I R 信号がスケーリングされて、近似的に等しい大きさであるようにしなければならないことを理解できる。こうしてスケーリング回路 506 は、赤色光及び I R 信号をスケーリングして等しい大きさを有するように条件付けられる。減算器 504 による累積の結果は、I R F F T ピークに対する L F (4) であり、第 4 の重み付け回路 127 (4) に供給される。重み付け回路 127 (4) により加えられる重み W4 もまた負の重みであり、より高い (より負でない) 重みを、最も低い累積の信号に与える。ここでは、その信号は、赤色光 R 信号成分と I R 信号成分との間の最も高い相関を有する F F T スペクトルピークを、最大尤度で表すことを前提としている。

【0067】

10

図 8 b は図 6 b 及び図 7 b に相応し、76 B P M に相応する周波数個所で F F T スペクトルピークに対するそれぞれ I R 及び赤色光波形を示す。I R 信号を表す波形は、より暗いライン 202 として示してあり、赤色光信号を表す波形は、より明るいライン 230 で示してある。I R 信号波形 202 及び赤色光信号波形 230 は比較的一致しており、ノイズ成分が小さく相関レベルが高いことを指示するので、赤色光信号 230 を I R 信号 202 から減算すると、その結果は比較的ゼロに近くなる。それらの 2 つの信号の累積された差は比較的小さい。

【0068】

図 8 c は図 6 c 及び図 7 c に相応し、46 B P M に相応する周波数個所における I R F F T スペクトルピークに対するそれぞれ赤色及び I R 波形を示す。I R 信号を表す波形は、より暗いライン 206 として示してあり、赤色光信号を表す波形は、より明るいライン 232 で示す。I R 信号波形 206 及び赤色信号波形 232 は比較的一致しておらず、ノイズ成分が大きく相関レベルが低いことを指示しているので、赤色信号 232 を I R 信号 206 から減算すると、その結果は比較的ゼロに近くなる。それらの 2 つの信号の累積された差は比較的大になるか、または、図 8 b に示す信号に対する累積された差より少なくとも大きくなる。

20

【0069】

当業者は、全周期シフト回路 124 に関連して上記で説明したように、赤色及び I R パルス酸素測定信号成分は、全周期にわたり繰り返されることを理解できる。こうして、赤色及び I R 信号が相互に相対的に全周期時間インターバルだけ時間シフトされる場合にも (図を分かり易くするため図示せず) 赤色及び I R パルス酸素測定信号成分の相関効果が生じる。こうして、例えば T, 2 T, 3 T 等の 1 つ以上のそのような全周期シフトに対して累積プロセスを繰り返すことが可能である。すべてのそのような全周期シフト時点に対するトータルの差累積は、その I R F F T ピークに対する L F (4) であり、上述のように重み付けられる。

30

【0070】

処理回路の幾つか (すなわち、スペクトル確率フィルタリング回路 116, I R 半周期シフト回路 122, I R 全周期シフト回路 124 及び I R / 赤色光差動回路 126 のうちの幾つか) からの L F は他のものからの L F より正確であることが公知である。重み付けサブシステム 127 は、より正確な処理により多くの重みを与え、より正確でない処理により小さい重みを与える。この重み付けは、臨床的状況が異なれば、相応に異なったものとなる。

40

【0071】

【表 1】

重み	W1	W2	W3	W4
成人	1	-2	0	-1
新生児（ノイズ小）	1	-1	-1	-1
新生児（ノイズ大）	2	-1	-2	-1

表 1

【0072】

例えば、上記の表 1 は、3つの臨床的状況に対する重み付け関数の 1 セットを示す。成人と、（例えば患者の運動が小さいため）ノイズが小さい新生児と、ノイズが高い新生児とに対する重み付け関数の 1 セットを示す。上述のように、重み W 2，W 3，W 4 は、相応の尤度因子を補償するためすべて負であり、それに対して低い値は高い尤度を表す。表 1 における重みは整数として示されているが、当業者は、重みを実数でも同様に表すことができることを理解する。当業者はまた、異なる重みのセットが、表 1 に示すその臨床的状況よりも多数の状況に対して存在することがあることも理解する。例えば、性、体重、年齢、健康等によりさらなる分類を行うことができる。さらに当業者は、重みをダイナミックに変化できることも理解する。重み付けサブシステム 127 は、IR スペクトルピーク識別回路 114（図 1）により識別される各ピーク i に対して 6 つの重み付けられた尤度因子 WLF_i （ $WLF_i(1)$ ， $WLF_i(2)$ ， $WLF_i(3)$ 及び $WLF_i(4)$ ）の 1 セットを形成する。

【0073】

【表 2】

	WLF(1)	WLF(2)	WLF(3)	WLF(4)	FLF
P1-35 BPM	$WLF_1(1)$	$WLF_1(2)$	$WLF_1(3)$	$WLF_1(4)$	$\Sigma WLF(1)$
P2-46 BPM	$WLF_2(1)$	$WLF_2(2)$	$WLF_2(3)$	$WLF_2(4)$	$\Sigma WLF(2)$
P3-76 BPM	$WLF_3(1)$	$WLF_3(2)$	$WLF_3(3)$	$WLF_3(4)$	$\Sigma WLF(3)$
P4-140 BPM	$WLF_4(1)$	$WLF_4(2)$	$WLF_4(3)$	$WLF_4(4)$	$\Sigma WLF(4)$
P5-160 BPM	$WLF_5(1)$	$WLF_5(2)$	$WLF_5(3)$	$WLF_5(4)$	$\Sigma WLF(5)$

表 2

【0074】

アービタ 128 は、重み付けサブシステム 127 から重み付けられた尤度 WLF のすべてを受け取り、それに応じて IR F F T ピーク周波数のうちの 1 つを選択する。表 2 は、図 2 に示す IR F F T ピークに対して形成された WLF のすべてを示す。図示の実施形態において、各ピーク i に対する WLF_i は加算され、形成される和は、そのピーク i に対する最終尤度因子 FLF_i である。最も高い FLF を有するピークは、アービタ 128 によって実際の脈拍数を表すピークで選択される。当業者は、識別された IR F F T ピークのうちの 1 つを選択する他の方法を使用できることを理解する。

【0075】

脈拍数及び SpO_2 計算及びディスプレイ回路 130 は、 $PLS = freq(IR F F T_{peak}) / 60$ として、アービタ 128 により選択された IR F F T ピークの周波数から脈拍数 PLS を計算する。アービタ 128 により選択されたピークの周波数個所及び DC 周波数個所での赤外及び IR F F T の大きさの値が、公知手法で SpO_2 を計算するために使用される。その後、それらの計算された値がディスプレイ装置上でディスプレイされる。

【0076】

SpO_2 システムがハードウェア回路に関連して全体的に上記に説明したが、当業者は、赤外及び IR 光信号を表すマルチビットデジタル信号がプロセッサ 108 により形成される場合、マイクロプロセッサ又はデジタル信号プロセッサのようなプロセッサを、詳しく上述した図 1 において示す機能を実行するようにプログラミングできる。このようなプロ

10

20

30

40

50

セッサは、その処理の結果をディスプレイするようディスプレイ装置を制御できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の基本手法による処理を示す機能ブロック図である。

【図 2】

I R 信号から導出された例示的 F F T を示すスペクトル波形図である。

【図 3】

図 1 に示すスペクトル確率フィルタリング回路の動作を理解する上で有用な確率分布関数 (P D F) の波形図である。

【図 4 a】

図 3 に示すような P D F を更新するための処理を示す機能ブロック図である。

【図 4 b】

図 4 a に示すブロック図の動作を理解する上で有用な P D F を示す図である。

【図 4 c】

図 4 a に示すブロック図の動作を理解する上で有用な P D F を示す図である。

【図 5】

図 1 に示す本発明の実施形態において使用できるウィンドウフィルタのブロック図である。

【図 6 a】

I R 半周期シフト回路の詳細なブロック図である。

【図 6 b】

図 6 a に示す I R 半周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【図 6 c】

図 6 a に示す I R 半周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【図 7 a】

I R 全周期シフト回路の詳細なブロック図である。

【図 7 b】

図 7 a に示す I R 全周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【図 7 c】

図 7 a に示す I R 全周期シフト回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【図 8 a】

I R / 赤色光差動回路の詳細なブロック図である。

【図 8 b】

図 8 a に示す I R / 赤色光差動回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

【図 8 c】

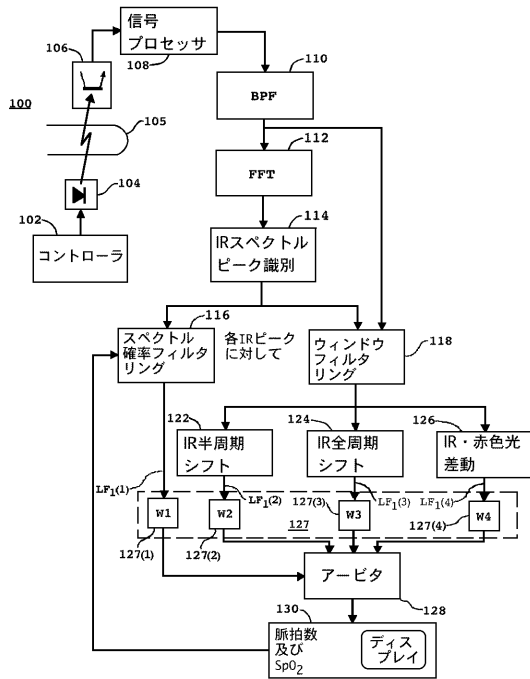
図 8 a に示す I R / 赤色光差動回路の動作を理解する上で有用な波形図である。

10

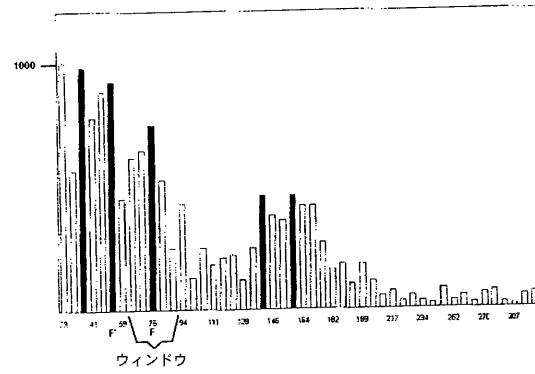
20

30

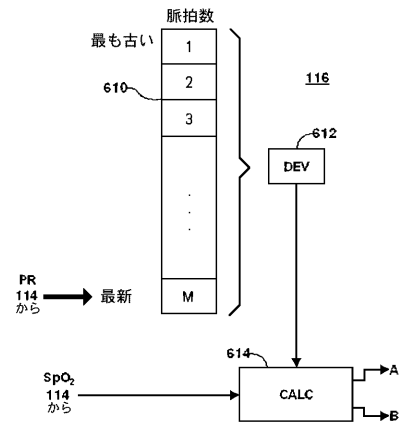
【図 1】



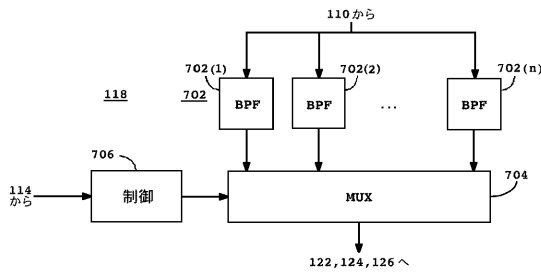
【図 2】



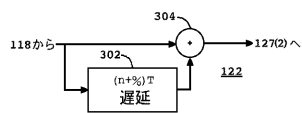
【図 4 a】



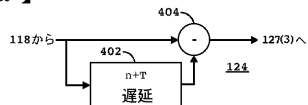
【図 5】



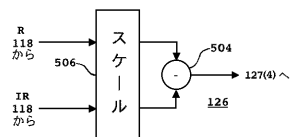
【図 6 a】



【図 7 a】



【図 8 a】



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



PCT

WO 02/43583 A2

(74) **Agents:** BURKE, Alexander, J. et al.; Siemens Corporation, Intellectual Property Dept., 186 Wood Ave. South, Iselin, NJ 08830 (US).

(81) **Designated States (national):** CN, IN, JP, NO.

(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).

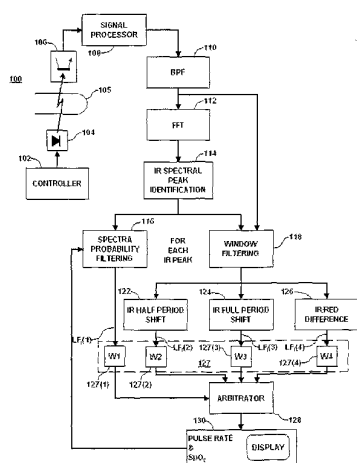
CH, CI, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).

Published:
— *without international search report and to be republished upon receipt of that report*

— entirely in electronic form (except for this front page) and available upon request from the International Bureau

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: METHOD AND APPARATUS FOR ESTIMATING A PHYSIOLOGICAL PARAMETER FROM A PHYSIOLOGICAL SIGNAL.



(57) **Abstract:** A system is disclosed which first identifies a plurality of characteristics of a physiological signal any one of which may represent a physiological parameter. A plurality of different techniques are used to provide respective likelihood factors for each such identified characteristic. The resulting likelihood factors are then analyzed to select the one characteristic of the physiological signal which most likely represents the desired physiological parameter. The physiological parameter is then calculated from the selected characteristic of the physiological signal.

WO 02/43583 A2

WO 02/43583

PCT/US01/43752

Method and Apparatus for Estimating a Physiological
Parameter from a Physiological Signal

This is a non-provisional application of provisional application serial
No. 60/252,229 by J. Huang filed November 21, 2000.

FIELD OF THE INVENTION

The present invention relates to techniques for estimating a physiological parameter from a physiological signal. More specifically, the invention relates to detecting and estimating oximetry signals from physiological signals which include noise, and even more specifically to techniques for accurately determining the pulse rate from noisy physiological signals.

BACKGROUND OF THE INVENTION

It is well known that physiological parameters (e.g. blood oxygen saturation and pulse rate) are represented by physiological signals, and that such signals often contain substantial noise components, often much larger than the physiological signal component. For example, the blood oxygen saturation (SpO_2) level in the blood stream may be determined by shining red and infrared (IR) light on a blood perfused part of a patient's body (e.g. finger or earlobe). The light passing through, or reflected off, the patient is detected and signals representing the received light are generated. These signals are then processed to generate both an indication of the pulse rate and the blood oxygen level of the patient.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

One problem with such systems is a noise component in the light representative signals. This noise component is substantially caused by movement by the patient, however electromagnetic interference from surrounding equipment, and reception of ambient light by the light sensors also contribute to the noise component. In some cases, this noise component can be substantially large, compared to the signal component. Systems were designed to detect the signal components in the light representative signals in the presence of a relatively large noise component.

Recently, techniques using fast Fourier transforms (FFT) of the light representative signals have been developed. In U.S. Patent 5,632,272, issued May 27, 1997 to Diab et al., data from an FFT of the light representative signals is analyzed to determine the arterial blood saturation. In this patent information from all the FFT frequencies above a threshold level is analyzed with equal weight.

In U.S. Patent 6,094,592, issued Jul. 25, 2000 to Yorkey et al., generates a ratio signal having a value corresponding to each frequency location in the FFT spectrum, then generates a histogram of the values of the ratio signal weighted by the magnitude of the IR FFT at the frequency associated with the ratio value.

In all of these systems, the FFT signal was processed according to an algorithm and a pulse rate signal and SpO₂ signal generated. However, there are always clinical situations in which a particular algorithm will perform poorly, and conversely other

WO 02/43583

PCT/US01/43752

clinical situations in which that algorithm will perform well. A system which can operate optimally over a range of different clinical situations is desirable.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

In accordance with principles of the present invention, a system first identifies a plurality of characteristics of a physiological signal any one of which may represent a physiological parameter. A plurality of different techniques are used to provide respective likelihood factors for each such identified characteristic. The resulting likelihood factors are then analyzed to select the one characteristic of the physiological signal which most likely represents the desired physiological parameter. The physiological parameter is then calculated based on the selected characteristic of the physiological signal.

More specifically, a system according to principles of the present invention determines the parameter of pulse rate from SpO_2 physiological signals, which include red and IR light representative signals. The frequency locations of peaks in the spectrum of the IR light representative signal are detected as the characteristics. A plurality of different techniques each generate a likelihood factor for each identified peak, respectively. All of the likelihood factors are then analyzed to select one of the identified peaks as the characteristic most likely representing the actual pulse rate. The pulse rate parameter is calculated from the red and IR light representative signals at the frequency location of the selected peak. The red and IR

WO 02/43583

PCT/US01/43752

signals at the frequency location of the selected peak may be further processed to generate a second parameter of the SpO_2 value.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWING

In the drawing:

Fig. 1 is a functional block diagram illustrating processing in accordance with principles of the present invention;

Fig. 2 is a spectrum diagram illustrating an exemplary FFT derived from an IR signal;

Fig. 3a through d are diagrams of probability distribution functions (PDFs) useful in understanding the operation of the spectra probability filtering circuit illustrated in Fig. 1;

Fig. 4a is a functional block diagram illustrating processing for updating the PDFs as illustrated in Fig. 3, and Fig. 4b and Fig. 4c are PDFs useful in understanding the operation of the block diagram illustrated in Fig. 4a;

Fig. 5 is a block diagram of a window filter which may be used in the embodiment of the present invention illustrated in Fig. 1

Fig. 6a is a more detailed block diagram of an IR half period shift circuit, and Fig. 6b and c are waveform diagrams useful in understanding the operation of the IR half period shift circuit illustrated in Fig. 6a;

Fig. 7a is a more detailed block diagram of an IR full period shift circuit, and Fig. 7b and c are waveform diagrams useful in understanding the operation of the IR full period shift circuit illustrated in Fig. 7a; and

Fig. 8a is a more detailed block diagram of an

WO 02/43583

PCT/US01/43752

IR/Red difference circuit, and Fig. 8b is a waveform diagram useful in understanding the operation of the IR/Red difference circuit illustrated in Fig. 8a.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Fig. 1 is a functional block diagram illustrating processing for determining the pulse rate and SpO₂ values from physiological signals according to principles of the present invention. One skilled in the art will understand that this processing may be performed by dedicated hardware circuitry, or may be performed within a processor operating under control of a control program, or a combination of these techniques. The particular implementation technique is not germane to the present invention.

In Fig. 1, an output terminal of a controller 102 is coupled to a light emitting device 104. In a preferred embodiment, the light emitting device 104 is a set of light emitting diodes (LEDs), as indicated by the schematic symbol in block 104. The light emitting device 104 includes at least one LED for emitting red light, and one LED for emitting infrared (IR) light. Other LEDs, emitting other color light, may also be included. Some portion of the light emitted by the light emitting device 104 is received by a light sensor device 106, as illustrated by the light indicative line between the light emitting device 104 and the light sensor 106. In a preferred embodiment, the light sensor is a phototransistor, as indicated by the schematic symbol in block 106. The light sensor 106 receives the portion of the light from the light emitting device 104 and generates an

WO 02/43583

PCT/US01/43752

electrical signal at an output terminal representing the intensity of the received light. The combination of the light emitting device 104 and the light sensor 106 form a blood oxygen concentration sensor 100 of known design.

The output terminal of the light sensor 106 is coupled to an input terminal of a signal processor 108. An output terminal of the signal processor 108 is coupled to a signal input terminal of a bandpass filter BPF 110. An output terminal of the BPF 110 is coupled to an input terminal of a fast Fourier transform (FFT) circuit 112 and a first input terminal of a window filtering circuit 118. An output terminal of the FFT circuit 112 is coupled to an input terminal of an IR spectral peak identification circuit 114. An output terminal of the IR spectral peak identification circuit 114 is coupled to an input terminal of a spectra probability filtering circuit 116 and a second input terminal of the window filtering circuit 118.

An output terminal of the window filtering circuit 118 is coupled to respective input terminals of an IR half period shift circuit 122, an IR full period shift circuit 124, and an IR/red difference circuit 126. An output terminal of the spectra probability filtering circuit 116 is coupled to an input terminal of a first weighting circuit 127(1). An output terminal of the IR half period shift circuit 122 is coupled to an input terminal of a second weighting circuit 127(2). An output terminal of the IR full period shift circuit 124 is coupled to an input terminal of a third weighting circuit 127(3). An output terminal of the IR/red difference circuit 126 is coupled to an input terminal of a fourth

WO 02/43583

PCT/US01/43752

weighting circuit 127(4). The first, second, third and fourth weighting circuits (127(1), 127(2), 127(3), 127(4)) form a weighting subsystem 127.

Respective output terminals of the first, second, third and fourth weighting circuits (127(1), 127(2), 127(3), 127(4)) are coupled to corresponding input terminals of an arbitrator 128. An output terminal of the arbitrator 128 is coupled to an input terminal of a pulse rate and SpO_2 calculating and display circuit 130. An output terminal of the pulse rate and SpO_2 calculating and display circuit 130 is coupled to a second input terminal of the spectra probability filtering circuit 116.

In operation, the SpO_2 sensor 100, including the light emitting device 104 and light sensor 106, is placed adjacent a blood perfused portion of a patient's body, illustrated in Fig. 1 as 105, such as a finger or ear lobe, in a known manner. The light representative signal produced by the light sensor 106 is relatively low power. The signal processor 108 receives the low power signal and generates a higher power signal in a known manner. In Fig. 1, the signal processor 108 generates two signals, one representing the intensity of red light received by the light sensor 106, and one representing the intensity of IR light received by the light sensor 106. These signals are sampled and converted to digital form by respective digital-to-analog converters (not shown) to generate respective digital signals, all in a known manner. These digital signals are processed in parallel by the remainder of the processing blocks

WO 02/43583

PCT/US01/43752

illustrated in Fig. 1, unless explicitly described otherwise below.

The light representative digital signals are first bandpass filtered by the BPF 110 to remove signal components which are not in the range of frequencies within which it is reasonable to expect a pulse frequency. This reduces out-of-band noise, and improves the signal-to-noise ratio of the filtered signal. One skilled in the art will understand how to adjust the passband of the BPF 110 in an appropriate manner.

The filtered signals (red and IR) are then transformed to the frequency domain by the FFT circuit 112. The FFT circuit 112 produces, in a known manner, successive FFT spectra. Each FFT spectrum consists of a set of 1024 complex values each having a magnitude representing the energy at a respective frequency location. Fig. 2 is a spectrum diagram illustrating an exemplary FFT derived from an IR signal including a relatively limited number of frequency locations. The horizontal direction in Fig. 2 represents frequency and the vertical direction represents magnitude. Each frequency location in the FFT is represented by a vertical rectangle having a horizontal location representing the frequency, and a height representing the magnitude of the FFT at that frequency. The numbers along the horizontal axis represent the pulse rate expressed in beats per minute (BPM). In the illustrated embodiment, a 1024 point FFT is calculated every 10 seconds for each of the red and IR digital signals from the signal processor 108. Consequently, the sampling rate is around 100 samples per second. In the

WO 02/43583

PCT/US01/43752

illustrated embodiment, therefore, each FFT consists of a set of 1024 complex values at frequency locations spaced every .01 Hz starting from DC to around 100 Hz. However, for the application of determining the pulse rate, only those frequencies from DC to around 5 Hz (300 BPM) are of interest.

In function block 114, magnitudes and frequency locations of peaks in the IR spectrum from the FFT circuit 112 are identified, in a known manner. First, the magnitudes in the FFT are normalized to a predetermined value. That is, the maximum magnitude in the FFT spectrum is set to the predetermined value, and the remainder scaled appropriately in a known manner. In Fig. 2, the maximum magnitude (illustrated at the lowest frequency location) is set to 1000, and the rest are scaled appropriately.

Second, peaks are identified. In the illustrated embodiment, to be identified as a peak, the magnitude of an IR spectral location must (1) be higher than a predetermined threshold magnitude, and (2) be represented by a rise and fall of greater than some predetermined magnitude value on either side of the location. Each FFT spectral location satisfying these criteria is identified as a peak in a known manner. A list of magnitudes and spectral locations of the identified IR peaks is generated. In Fig. 2, peaks are identified at around 35 BPM, 46 BPM, 76 BPM, 140 BPM, and 160 BPM. It is further possible to limit the number of identified peaks for further processing. For example, in the illustrated embodiment only the 20 peaks with the largest magnitudes will be processed. In Fig. 2, identified peaks are

WO 02/43583

PCT/US01/43752

illustrated by filled rectangles, while non-peak frequency locations are illustrated by empty rectangles.

In general, the FFT information at each spectral location identified as an IR peak, and possibly other information, as described below, is processed to determine a set of four likelihood factors LFs: one from each of the spectra probability filtering circuit 116 (LF(1)), the IR half period shift circuit 122 (LF(2)), the IR full period shift circuit 124 (LF(3)), and the IR/red difference circuit 126 (LF(4)). That is, a first set of four LFs (LF₁(1), LF₁(2), LF₁(3), LF₁(4)) is generated for IR FFT peak 1, a second set of four LFs (LF₂(1), LF₂(2), LF₂(3), LF₂(4)) is generated for IR FFT peak 2 and so forth. In the remainder of this application, the notation LF_i(j) will refer to the likelihood factor LF for the ith IR FFT peak from the jth processing function.

More specifically, referring again to Fig. 2, a first set of four LFs (LF₁) is produced by the spectra probability filtering circuit 116, the IR half period shift circuit 122, the IR full period shift circuit 124, and the IR/red difference circuit 126, for the 35 BPM spectral location, identified as a peak in the IR FFT, as described above. A second set of four LFs (LF₂) is produced for the 46 BPM spectral location; a third set (LF₃) for the 76 BPM spectral location, and so on for the 140 BPM (LF₄), and 160 BPM (LF₅) spectral locations.

Each set of four LFs (LF₁(1), LF₁(2), LF₁(3), and LF₁(4)) is then weighted by the corresponding weighting circuit in the weighting subsystem 127. That is, each

WO 02/43583

PCT/US01/43752

$LF_i(1)$ is weighted by the weight $W1$ in weighting circuit 127(1) to generate a corresponding weighted likelihood factor $WLF_i(1)$, each $LF_i(2)$ is weighted by the weight $W2$ in the weighting circuit 127(2) to generate a corresponding weighted likelihood factor $WLF_i(2)$ and so forth. The result is a set of four WLF_i s associated with each of the identified IR spectral peak locations (35 BPM, 46 BPM, 76 BPM, 140 BPM and 160 BPM).

The arbitrator 128 processes all of the sets of WLF_i s associated with all of the IR spectral peak locations, and selects one of the IR spectral peak locations as the frequency most likely to represent the pulse rate. One skilled in the art will understand that there are many different ways in which the WLF_i s may be processed to select the pulse rate representative frequency. For example, the arbitrator 128 may normalize the WLF_i s, identify the WLF having the highest value, and select the IR FFT peak associated with the identified WLF as representing the pulse rate. Alternatively, in a preferred embodiment, the arbitrator 128 forms a combination of the four WLF_i s associated with a respective IR FFT peak, then selects the IR FFT peak associated with the combination having the highest value as representing the pulse rate. However, the particular selection process used in the arbitrator 128 is not germane to the present invention.

The pulse rate and SpO_2 calculating and display circuit 130 processes the FFT information at the frequency selected by the arbitrator 128 in a known manner to calculate the pulse rate, and the SpO_2 value corresponding to the selected pulse rate.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

In block 116 determination of likelihood factors $LF_1(1)$ is based on probabilistic filtering. A probability density function (PDF) of pulse rate frequencies is maintained based on previously identified pulse rates and SpO_2 values, as received from the SpO_2 calculating and display circuit 130. The respective probabilities, running from zero to one, in this PDF at each of the frequency locations of the IR peaks identified in block 114 are the LFs for that IR peak. The PDF is then updated, all in a manner to be described in more detail below.

Fig. 3a is a diagram of a PDF useful in understanding the operation of the spectra probability filtering circuit 116 illustrated in Fig. 1. In Fig. 3a, a PDF 602 is illustrated by cross hatching. The horizontal axis represents pulse rate in beats per minute, and the vertical axis represents the probability from zero to one. The PDF 602 in Fig. 3a is illustrated in continuous form. However, one skilled in the art will understand that in the illustrated embodiment the PDF 602 is discrete, containing a set of N probability representative entries, each having a value ranging from zero to one, corresponding to the set of frequency locations in each of the FFTs from the FFT circuit 112. As described above, in the illustrated embodiment, there are $N = 1024$ frequency locations in the FFTs from the FFT circuit 112, and consequently 1024 corresponding frequency locations in the PDF 602 illustrated in Fig. 3a.

In Fig. 3a, three peaks from the IR FFT are illustrated: one 604 at 46 BPM, one 606 at 76 BPM and one

WO 02/43583

PCT/US01/43752

608 at 140 BPM. Each of these peaks is represented by a vertical line. The horizontal location of the line represents the frequency of the peak, and the height of the line is the probability of the PDF 602 at that frequency location. The line 604, representing the peak at 46 BPM, has the probability $P(46)$; the line 606, representing the peak at 76 BPM, has the probability $P(76)$; and the line 608, representing the peak at 140 BPM, has the probability $P(140)$. In Fig. 3, a first likelihood factor, $LF_1(1)$, associated with the 46 BPM frequency has a value of $P(46)$, a second $LF_2(1)$, associated with the 76 BPM frequency, has a value of $P(76)$, and a third $LF_3(1)$, associated with the 140 BPM frequency, has a value of $P(140)$. As described above, after the LFs have been determined, the PDF 602 is updated.

Fig. 4a is a functional block diagram illustrating how the PDF 602 of Fig. 3a is updated, and Fig. 4b and c are illustrations of PDFs useful in understanding the operation of Fig. 4a. In Fig. 4a, pulse rate values from the pulse rate and SpO_2 calculation and display circuit 130 (of Fig. 1) are entered into a list 610 of such values. The list is processed by a deviation measure calculating block 612. An output from the deviation measure calculating block 612 is coupled to an input of a PDF parameter calculating circuit 614. SpO_2 values from the pulse rate and SpO_2 calculation and display circuit 130 are supplied to another input of the parameter calculating circuit 614. The parameter calculating circuit 614 calculates two parameters, A and B in a manner described in detail below. The parameters A and B are used to produce a new PDF 620.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

In Fig. 4a, the list 610 of pulse rate values, containing M entries, is maintained. These pulse rate values are the final pulse rate values reported to the user and displayed on the display device by the pulse rate and SpO₂ calculation and display circuit 130. As each new pulse rate value is received from the pulse rate and SpO₂ calculation and display circuit 130, the oldest value is discarded from the list 610 and replaced with the new value.

A measure of the deviation Dev, or spread, of these M pulse rate values is calculated in block 612. To maintain statistical accuracy there is a minimum value for M, which in the illustrated embodiment is around 10. To minimize computation time, there is also a maximum value for M, which in the illustrated embodiment is around 30. The deviation Dev may be represented by the standard deviation in a normal manner. That is, a mean $\bar{p}$ is first calculated from the list 610 of pulse rate values, then the standard deviation from that mean value $\bar{p}$ is calculated, both in the known manner.

Alternatively, the deviation of the pulse rate values in the list 610 from the latest pulse rate value $\hat{p}$ from the pulse rate and SpO₂ calculation and display circuit 130

may be calculated as $Dev = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M (p_i - \hat{p})$, where p_i

represents the i^{th} entry in the list 610. For example, if the IR peak 606 at 76 BPM was selected by the pulse rate and SpO₂ calculation and display circuit 130 in the previous iteration as representing the pulse rate $\hat{p}$, then the deviation of the pulse rate values in the list 610

WO 02/43583

PCT/US01/43752

around the frequency location $\hat{p}$ representing 76 BPM is calculated in block 612.

A low Dev value represents a situation in which the SpO₂ signals are clean and relatively noise free, and in which no external factors, such as patient movement, are degrading pulse rate and SpO₂ readings. The readings in this case are relatively stable, and have a relatively small spread in frequency. A high Dev value represents a situation in which the SpO₂ signals are noisy, or in which patient movement is degrading the pulse rate and SpO₂ readings. The readings in this situation can change rapidly and erratically. This situation can also indicate that the pulse rate is changing relatively rapidly.

The deviation measure Dev, and the SpO₂ value are then used to produce values A and B necessary to generate a new PDF 620, as illustrated in Fig. 4b and c. The new PDF 620 has a height, represented by the parameter A, and a width, represented by the parameter B. To simplify calculations, in the illustrated embodiment the new PDF is triangular in shape, though one skilled in the art will understand that other PDF shapes may be used as well, such as the known Gaussian shape. The parameter A is calculated as $A \propto \frac{SpO_2}{Dev}$. The parameter B is calculated as $B \propto Dev$. Thus, the more stable the pulse rate signals, indicated by a relatively low Dev value, the higher and narrower the new PDF, as illustrated in PDF 620. This represents the higher probability that the pulse rate is within a relatively narrow frequency range. This is illustrated in Fig. 4b in which the new PDF 620 is

WO 02/43583

PCT/US01/43752

relatively tall and narrow. Conversely, the more erratic and unstable the pulse rate signals, indicated by a relatively high Dev value, the lower and wider the new PDF, as illustrated in PDF 620'. This represents the lower probability of the pulse rate being at any particular frequency, but instead that the pulse rate is somewhere within a relatively wide range of frequencies. This is illustrated in Fig. 4c in which the new PDF 620' is relatively short and wide.

The PDF 602 is then updated using this new PDF 620. In the illustrated embodiment the relatively tall and narrow PDF 620, as illustrated in Fig. 4b, is used. Referring back to Fig. 3b, the new PDF 620 is inserted into the preexisting PDF 602 of Fig. 3a. The new PDF 620 is centered at the frequency selected by the pulse rate and SpO₂ calculation and display circuit 130. In the illustrated embodiment this is the frequency location corresponding to a pulse rate of 76 BPM. The resulting PDF 602' is illustrated in Fig. 3c.

The magnitude of the PDF 602' of Fig. 3c is then reduced by a factor $f \propto \frac{1}{Dev}$. As described above, a low Dev value indicates relatively clean signals and stable pulse rate, while a high Dev value indicates relatively noisy signals, or erratic and/or rapidly changing pulse rate. The lower the Dev value, indicating clean signals and stable pulse rate, the higher the factor f and the more the PDF is reduced. This results in a narrow PDF which loses much of its information with each iteration, enabling the spectra probability filter 116 to follow changes in the pulse rate more easily. The higher the

WO 02/43583

PCT/US01/43752

Dev value, indicating noisy signals or erratic pulse rate, the lower the factor f , and the less the PDF is reduced. This results in a wider PDF which retains most of its information from iteration to iteration. Fig. 3d illustrates the resulting PDF 602", which is then used to determine LFs for the next set of IR peak values from the IR peak identification circuit 114, as illustrated in Fig. 3a.

In function block 118, for each IR peak identified, the red and IR signals are filtered by a window filter having a relatively narrow passband surrounding the frequency location F of that peak. Any of the number of known implementations of window filters may be used. For example, referring to Fig. 2, the FFT value at the frequency location F , and FFT values for a predetermined number of surrounding frequency locations are selected, while the FFT values for all the other frequency locations are ignored. An inverse Fourier transform of the selected FFT frequency values is then performed to generate respective ten second, window filtered, time domain signals representing the red and IR signals in the frequency neighborhood of the selected peak.

Fig. 5 illustrates an alternative, preferred implementation of a window filter 118. The illustrated window filter 118 may be used to filter both the red and IR light representative signals. In Fig. 5, the bandpass filtered light representative signal from the bandpass filter 110 is coupled to respective input terminals of a plurality 702 of n bandpass filters. Respective output terminals of the plurality 702 of bandpass filters are coupled to corresponding input terminals of a multiplexer

WO 02/43583

PCT/US01/43752

704. An output terminal of the multiplexer 704 is coupled to the processing circuitry: IR half period shift circuit 122, the IR full period shift circuit 124 and the IR/red difference circuit 126. A signal representing the frequency of the IR peak currently being processed from the IR spectral peak identification circuit 114 is coupled to an input terminal of a control circuit 706. An output terminal of the control circuit 706 is coupled to a control input terminal of the multiplexer 704.

In operation, each one of the plurality 702 of bandpass filters has a relatively narrow passband, and the plurality 702 have respective center frequencies selected so that the entire frequency range of interest (i.e. DC to around 5 Hz) is covered. In the illustrated embodiment, there are nine bandpass filters 702(1) to 702(9). All of the bandpass filters 702 have a passband of around 1 Hz. The first bandpass filter 702(1) has a center frequency of around 0.5 Hz and a passband of DC to around 1 Hz. The second bandpass filter 702(2) has a center frequency of around 1 Hz and a passband of from around 0.5 Hz to around 1.5 Hz, and so forth. The ninth bandpass filter 702(9) has a center frequency of around 4.5 Hz and a passband of from around 4 Hz to around 5 Hz. The respective passbands of the plurality 702 of bandpass filters, therefore, overlap.

The control circuit 706 receives a signal representing the frequency of the IR peak currently being processed. The control circuit 706 then selects the bandpass filter 702 having a center frequency which is closest to the IR peak frequency, and conditions the multiplexer 704 to couple the selected bandpass filter

WO 02/43583

PCT/US01/43752

702 to its output terminal, and, thus, to the processing circuitry IR half period shift circuit 122, the IR full period shift circuit 124 and the IR/red difference circuit 126.

Fig. 6a is a more detailed block diagram of an IR half period shift circuit 122, and Fig. 6b and c are waveform diagrams useful in understanding the operation of the IR half period shift circuit illustrated in Fig. 6a. In Fig. 6a, the window filtered IR signal from the window filtering circuit 118 (of Fig. 1) is coupled to an input terminal of a delay circuit 302 and a first input terminal of an adder 304. An output terminal of the delay circuit 302 is coupled to a second input terminal of the adder 304. An output terminal of the adder 304 is coupled to the second weighting circuit 127(2) (of Fig. 1).

A pulse oxymetry IR signal component (i.e. without a noise component) of the window filtered oximetry signal at or near the actual frequency of the pulse rate is symmetrical in each period. That is, each pulse waveform is similar in form to a sine wave, with equal height peaks and troughs spaced equally in time. Consequently, provided the heart rate remains constant, a pulse oxymetry signal component waveform shifted one half cycle will appear to be an inverted version of the unshifted waveform. Further, this remains true for any shift of $n + \frac{1}{2}$ cycles, where n is an integer. The sum of the shifted and unshifted signal, therefore, will be substantially close to zero.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

In the presence of noise, the cancellation will be incomplete. However, only the signal represented by the FFT peak at or near the frequency of the actual pulse rate contains a pulse oxymetry signal component in addition to the noise component. For this peak, the pulse rate component will be substantially canceled. For all other peaks, there is no such component to be canceled and the resulting signals from those peaks will tend to remain greater than those from the peak containing the signal component.

In Fig. 6, in function block 122 operates separately on each peak identified in the IR FFT spectrum by the peak identification block 114 (of Fig. 1). For each peak, a cycle period T is calculated as $1/F$, where F is the frequency location of the peak in Hertz. A version of the window filtered time domain signal for that peak, delayed by $T/2$, is then generated by the delay circuit 302. This delayed signal is added to the original window filtered time domain signal by the adder 304, which operates as an accumulator. The result of the accumulation by adder 304 is the $LF_1(2)$ for this frequency, and is supplied to the weighting circuit 127(2). The weight W_2 applied by the weighting circuit 127(2) is a negative weight, consequently giving a higher weight (less negative) to the signal with the lowest accumulation, on the assumption that that signal is most likely to have had a signal component canceled, as described above.

Fig. 6b illustrates an IR waveform for the FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 76 BPM ($F \approx 1.25$ Hz). This waveform has been window

WO 02/43583

PCT/US01/43752

filtered with a passband from 1 Hz to 2 Hz. The cycle period for this waveform is $T = 1/F \approx 0.8$ seconds. The window filtered waveform is illustrated as a darker line 202, and represents the signal from the window filter 118. The delayed signal is illustrated by a lighter line 204 and is the waveform 202 delayed by a time $T/2$. When the delayed signal 204 is added to the undelayed signal 202, the result will be relatively close to zero, especially in the time areas 210 and 212, where the noise component is low and the delayed signal 204 more closely approximates the inverse of the undelayed signal 202. An accumulated summation of these two signals, representing the LF for this IR peak frequency, will be relatively small.

Fig. 6c illustrates an IR waveform for the FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 46 BPM ($F' \approx .75$ Hz). This waveform has been window filtered having a passband from 0.5 Hz to 1.5 Hz. The cycle period for this waveform is $T' = 1/F' \approx 1.3$ seconds. The window filtered waveform is illustrated as a darker line 206, and the delayed signal is illustrated by a lighter line 208 delayed by a time $T'/2$. When the delayed signal 208 is added to the undelayed signal 206, the result is not as close to zero because the delayed signal 208 does not approximate the inverse of the undelayed signal 206. The accumulated summation of these two signals will be relatively large, or at least larger than that for the signals illustrated in Fig. 6b.

An accumulation is performed for each IR FFT spectral peak identified by block 114 (of Fig. 1) and the LF(2) for each peak is saved along with the frequency and

WO 02/43583

PCT/US01/43752

magnitude of that peak. The $LF(2)$ s for all the identified IR FFT peaks are then supplied to the second weighting circuit 127(2). As described above, the cancellation effect of the pulse oxymetric signal will occur at all half period shift times. That is for $(n + \frac{1}{2})T$, where n is an integer. Thus, it is possible to repeat the accumulation process for more than one half period shift, e.g. for $T/2$, $3T/2$, $5T/2$ etc. The total accumulation for all such half period shift times then forms the $LF(2)$ for this frequency peak, and is weighted as described above.

Fig. 7a is a more detailed block diagram of an IR full period shift circuit 124, and Fig. 7b and c are waveform diagrams useful in understanding the operation of the IR full period shift circuit illustrated in Fig. 7a. In Fig. 7a, the window filtered IR signal from the window filtering circuit 118 (of Fig. 1) is coupled to an input terminal of a delay circuit 402 and a first input terminal of an subtractor 404. An output terminal of the delay circuit 402 is coupled to a second input terminal of the subtractor 404. An output terminal of the subtractor 404 is coupled to the third weighting circuit 127(3) (of Fig. 1).

A pulse oxymetry signal component of the window filtered oximetry IR signal at or near the actual frequency of the pulse rate is cyclical with a periodicity related to the actual pulse rate. As described above, each pulse waveform of the signal component is similar in form to a sine wave, with equal height peaks and troughs spaced equally in time. This signal repeats with every heart beat. Consequently,

WO 02/43583

PCT/US01/43752

provided the pulse rate remains constant, a pulse oxymetry signal component waveform shifted one cycle will appear to be the same as the unshifted waveform. Further, this remains true for any shift of n cycles, where n is an integer. The difference between the shifted and unshifted signal, therefore, will be substantially close to zero.

As before, in the presence of noise the cancellation will be incomplete. However, only the signal representing the IR FFT peak at or near the frequency of the actual pulse rate contains a pulse oxymetry signal component in addition to the noise component. For this peak, the pulse rate component will be substantially canceled. For all other peaks, no such component will be canceled and the resulting signals from those peaks will tend to remain greater than those from the peak containing the signal component.

In Fig. 7a, in a similar manner to function block 122 in Fig. 6a, the function block 124 also operates separately on each peak identified in the IR FFT spectrum by the peak identification block 114 (of Fig. 1). A version of the window filtered signal for that peak, delayed by the previously calculated cycle period T , is generated by the delay circuit 402. This delayed signal is subtracted from the original window filtered time domain signal by the subtractor 404, operating as an accumulator. The result of the accumulation by subtractor 404 is the $LF(3)$ associated with that IR FFT peak, and is supplied to the weighting circuit 127(3). The weight $W3$ applied by the weighting circuit 127(3) is also a negative weight, giving a higher weight (less

WO 02/43583

PCT/US01/43752

negative) to the signal with the lowest accumulation, on the assumption that that signal is most likely to have had a signal component canceled, as described above.

Fig. 7b corresponds to Fig. 6b and illustrates the IR waveform for the FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 76 BPM ($F \approx 1.25$ Hz). As described above, this waveform is illustrated as a darker line 202, has been window filtered having a passband from 1 Hz to 2 Hz, and has a cycle period of $T = 1/F \approx 0.8$ seconds. The delayed signal, delayed by a time T , is illustrated by a lighter line 220. When the delayed signal 220 is subtracted from the undelayed signal 202, the result will be relatively close to zero, especially in the time area 224, where the noise component is relatively low and the delayed signal 220 more closely approximates the undelayed signal 202. An accumulated difference of these two signals will be relatively small.

Fig. 7c corresponds to Fig. 6c and illustrates the waveform for the IR FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 46 BPM. As described above, this waveform has been window filtered having a passband from 0.5 Hz to 1.5 Hz, has a cycle period of $T' = 1/F' \approx 1.3$ seconds, and is illustrated as a darker line 206. The delayed signal, delayed by a time T' , is illustrated by a lighter line 222. When the delayed signal 222 is subtracted from the undelayed signal 206, the result is not close to zero because the delayed signal does not approximate the undelayed signal. The accumulated difference of these two signals will be relatively large, or at least larger than that for the signals illustrated in Fig. 7b.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

As described above, the cancellation effect of the pulse oxymetric signal will occur at all full period shift times. That is for nT , where n is an integer. Thus, it is possible to repeat the accumulation process for more than one full period shift, e.g. for T , $2T$, $3T$ etc. The total difference accumulation for all such full period shift times is the $LF(3)$ for this frequency, and is weighted as described above.

Fig. 8a is a more detailed block diagram of an IR/Red difference circuit 126, and Fig. 8b and Fig. 8c are waveform diagrams useful in understanding the operation of the IR/Red difference circuit illustrated in Fig. 8a. In Fig. 8a, a window filtered red signal (R) and the window filtered IR signal from the window filtering circuit are coupled to respective input terminals of a subtractor 504 via a scaling circuit 506. An output terminal of the subtractor 504 is coupled to the fourth weighting circuit 127(4).

The pulse oxymetry signal component of the window filtered IR oximetry signal at or near the actual frequency of the pulse rate is correlated with the signal component of the window filtered red oximetry signal at the same frequency. That is, the IR and red window filtered pulse oxymetry signal components have substantially congruent waveforms. Thus, the difference between the window filtered red oximetry signal component and the window filtered IR oximetry signal will be relatively close to zero.

As before, in the presence of noise the correlation will be corrupted. However, only the red and IR signals

WO 02/43583

PCT/US01/43752

represented by the respective FFT peaks at or near the frequency of the actual pulse rate contain a pulse oxymetry signal component in addition to the noise component. For these peaks, the pulse rate components will be substantially canceled from the difference. For all other peaks, no such component will be canceled and the resulting difference from those peaks will tend to remain greater than that from the peak containing the signal component.

In Fig. 8, in a similar manner to function blocks 122 of Fig. 6 and 124 of Fig. 7, the function block 126 also operates separately on each peak identified in the IR FFT spectrum by the peak identification block 114 (of Fig. 1). The window filtered red signal R is subtracted from the window filtered IR signal by the subtractor 504, operating as an accumulator. One skilled in the art will understand that to minimize skew, and to maximize cancellation, the window filtered red and IR signals must be scaled so that they are approximately of equal magnitudes. The scaling circuit 506 is, thus, conditioned to scale the red and IR signals so that they have equal peak magnitudes. The result of the accumulation by subtractor 504 is the LF(4) for the IR FFT peak, and is supplied to the fourth weighting circuit 127(4). The weight W4 applied by the weighting circuit 127(4) is also a negative weight, giving a higher weight (less negative) to the signal with the lowest accumulation, on the assumption that that signal is most likely to represent the FFT spectral peak having the highest correlation between the red R signal component and the IR signal component.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

Fig. 8b corresponds to Fig. 6b and Fig. 7b, and illustrates respective IR and red waveforms for the FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 76 BPM. The waveform representing the IR signal is illustrated as a darker line 202, and the waveform representing the red signal is illustrated by a lighter line 230. Because the IR 202 and red 230 signal waveforms are relatively congruent, indicative of a low noise component level and a high level of correlation, when the red signal 230 is subtracted from the IR signal 202, the result will be relatively close to zero. An accumulated difference of these two signals will be relatively small.

Fig. 8c corresponds to Fig. 6c and Fig. 7c and illustrates a respective red and IR waveforms for the IR FFT spectral peak at the frequency location corresponding to 46 BPM. The waveform representing the IR signal is illustrated as a darker line 206, and the waveform representing the red signal is illustrated by a lighter line 232. Because the IR 206 and red 232 signal waveforms are not relatively congruent, indicative of a high noise component level and a low level of correlation, when the red signal 232 is subtracted from the IR signal 206, the result will not be relatively close to zero. The accumulated difference of these two signals will be relatively large, or at least larger than that for the signals illustrated in Fig. 8b.

One skilled in the art will understand that, as described above with reference to the full period shift circuit 124, the red and IR pulse oximetry signal components are repetitive over the full period. The

WO 02/43583

PCT/US01/43752

correlation effect of the red and IR pulse oxymetric signal components, thus, will also occur when the red and IR signals are time shifted by full period time intervals relative to each other (not shown to simplify the figure). Thus, it is possible to repeat the accumulation process for one or more such full period shifts, e.g. for T, 2T, 3T etc. The total difference accumulation for all such full period shift times is the LF(4) for that IR FFT peak, and is weighted as described above.

It is known that LFs from some of the processing circuitry, (i.e. some of the spectra probability filtering circuit 116, the IR half period shift circuit 122, the full period shift circuit 124 and the IR/red difference circuit 126) are more accurate than those from others. The weighting subsystem 127 gives more weight to that processing which is more accurate and less to that processing which is less accurate. This weighting may be different for different clinical situations.

Weight	W1	W2	W3	W4
Adult	1	-2	0	-1
Neonate (low noise)	1	-1	-1	-1
Neonate (high noise)	2	-1	-2	-1

Table 1

For example, Table 1 above illustrates a set of weighting functions for three clinical situations: an adult; a neonate in which noise (due, for example, to movement of the patient) is low, and a neonate in which noise is high. As described above, the weights W2, W3 and W4 are all negative to make up for corresponding likelihood factors for which lower values represent higher likelihoods. Though the weights in Table 1 are

WO 02/43583

PCT/US01/43752

illustrated as integers, one skilled in the art will understand that the weights may be expressed in real numbers as well. One skilled in the art will also understand that different sets of weights may exist for more than just the clinical situations illustrated in Table 1. For example, further classifications may be made by sex, weight, age, health, etc. One skilled in the art will further understand that the weights could be varied dynamically. The weighting subsystem 127 produces one set of six weighted likelihood factors WLF_i s ($WLF_i(1)$, $WLF_i(2)$, $WLF_i(3)$ and $WLF_i(4)$) for each peak i identified by the IR spectral peak identification circuit 114 (of Fig. 1).

	WLF(1)	WLF(2)	WLF(3)	WLF(4)	FLF
P1-35 BPM	$WLF_1(1)$	$WLF_1(2)$	$WLF_1(3)$	$WLF_1(4)$	$\Sigma WLF(1)$
P2-46 BPM	$WLF_2(1)$	$WLF_2(2)$	$WLF_2(3)$	$WLF_2(4)$	$\Sigma WLF(2)$
P3-76 BPM	$WLF_3(1)$	$WLF_3(2)$	$WLF_3(3)$	$WLF_3(4)$	$\Sigma WLF(3)$
P4-140 BPM	$WLF_4(1)$	$WLF_4(2)$	$WLF_4(3)$	$WLF_4(4)$	$\Sigma WLF(4)$
P5-160 BPM	$WLF_5(1)$	$WLF_5(2)$	$WLF_5(3)$	$WLF_5(4)$	$\Sigma WLF(5)$

Table 2

The arbitrator 128 receives all of the weighted likelihood factors WLF s from the weighting subsystem 127 and selects one of the IR FFT peak frequencies in response. Table 2 illustrates all of the WLF s generated for the IR FFT peaks illustrated in Fig. 2. In the illustrated embodiment, the WLF s for each peak i are summed, and the resulting sum is the final likelihood factor FLF for that peak i . The peak having the highest FLF is selected at the peak representing the actual pulse rate by the arbitrator 128. One skilled in the art will understand that other methods of selecting one of the identified IR FFT peaks may be used.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

The pulse rate and SpO₂ calculating and display circuit 130 calculates the pulse rate PLS from the frequency of the IR FFT peak selected by the arbitrator 128 as $PLS = \frac{freq(IR\ FFT\ peak)}{60}$. The FFT magnitude values of the red and IR FFTs at the frequency location of the peak selected by the arbitrator 128, and at the dc frequency location, are then used to calculate the SpO₂ value in a known manner. These calculated values are then displayed on the display device.

Although the SpO₂ system has been described above generally in terms of hardware circuitry, one skilled in the art would understand that once multibit digital signals representing the red and IR light signals are generated by the signal processor 108, a processor, such as a microprocessor or digital signal processor, could be programmed to perform the functions illustrated in Fig. 1 and described in detail above. Such a processor could then control a display device to display the results of this processing.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

What is claimed is:

1. Apparatus for estimating a physiological parameter from a physiological signal, comprising:
 - a source of the physiological signal;
 - a characteristic identification circuit, coupled to the physiological signal source, for identifying respective characteristics in the physiological signal;
 - a plurality of likelihood circuits, coupled to the characteristic identification circuit, each circuit producing a plurality of signals, respectively corresponding to the identified characteristics, representing the likelihood that the corresponding identified characteristic represents said physiological parameter;
 - an arbitrator, responsive to the likelihood representative signals, for selecting one of the identified characteristics; and
 - a calculating circuit, for estimating the physiological parameter responsive to the selected one of the identified characteristics.
2. The apparatus of claim 0 further comprising a bandpass filter coupled between the physiological signal source and the characteristic identification circuit.
3. The apparatus of claim 0 wherein the characteristic identification circuit comprises a circuit for identifying one or more peaks at respective corresponding frequencies in the spectrum of the physiological signal as characteristics of the physiological signal.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

4. The apparatus of claim 0 wherein the peak identifying circuit comprises:

a fast Fourier transform (FFT) circuit, coupled to the physiological signal source, for generating a frequency spectrum, having respective magnitudes at associated frequencies, representing the physiological signal;

a peak locating circuit, responsive to the spectrum, for identifying peaks in the respective magnitudes and the frequency associated with the peaks.

5. The apparatus of claim 0 further comprising a window filter coupled to the peak identification circuit for generating a plurality of time domain signals window filtered at frequencies respectively corresponding to the identified peaks.

6. The apparatus of claim 0 wherein the window filter comprises:

a circuit selecting a subset of magnitudes in the frequency spectrum in the neighborhood of the frequency of each identified peak; and

an inverse fast Fourier transform circuit, coupled to the selecting circuit, for generating a time domain window filtered signal in response to the selected subset of magnitudes

7. The apparatus of claim 0 wherein:

the physiological signal has a frequency range of interest; and

the window filter comprises:

a plurality of bandpass filter, coupled in common to the physiological signal source, each

WO 02/43583

PCT/US01/43752

having a relatively narrow passband, the plurality having respective center frequencies set so that the plurality covers the frequency range of interest; and

a multiplexer, having respective input terminals coupled to the plurality of bandpass filters and an output terminal, and responsive to the frequency of a respective corresponding identified peak, for selecting the one of the plurality of bandpass filters with a center frequency closest to the frequency of the respective corresponding identified peak, and coupling the one of the plurality of bandpass filters to its output terminal.

8. The apparatus of claim 0 wherein the passbands of the plurality of bandpass filters overlap.

9. The apparatus of claim 0, wherein:
the frequency of each identified peak has an associated period; and
one of the plurality of likelihood circuits comprises:

a circuit for generating a plurality of time domain signals, each signal being the physiological signal window filtered in the neighborhood of the frequency of a respective corresponding identified peak;

a circuit for generating a plurality of time delayed signals respectively corresponding to the plurality of time domain signals delayed by respective time intervals equal to one-half

WO 02/43583

PCT/US01/43752

the period associated with the time domain signal; and

a circuit for generating a plurality of likelihood signals, each corresponding to a respective one of the identified peaks, representing the degree of congruence of the time domain signal to the delayed time domain signal corresponding to the one of the identified peaks.

10. The apparatus of claim 0 wherein the time delayed signal generating circuit comprises circuitry for delaying the plurality of time domain signals by respective time intervals equal to $(n + \frac{1}{2})$ times the period associated with the time domain signal where n is an integer greater than or equal to zero.

11. The apparatus of claim 0 wherein the likelihood signal generating circuit comprises an adder, coupled to the time domain signal generator and the delayed time domain signal generator, the adder operating as an accumulator.

12. The apparatus of claim 0, wherein:
the frequency of each identified peak has an associated period; and

one of the plurality of likelihood circuits
comprises:

a circuit for generating a plurality of time domain signals, each signal being the physiological signal window filtered in the neighborhood of the frequency of a respective

WO 02/43583

PCT/US01/43752

corresponding identified peak;

a circuit for generating a plurality of time delayed signals respectively corresponding to the plurality of time domain signals delayed by respective time intervals equal to the period associated with the time domain signal; and

a circuit for generating a plurality of likelihood signal, each corresponding to a respective one of the identified peaks, representing the degree of congruence of the time domain signal to the delayed time domain signal corresponding to the one of the identified peaks.

13. The apparatus of claim 0 wherein the time delayed signal generating circuit comprises circuitry for delaying the plurality of time domain signals by respective time intervals equal to n times the period associated with the time domain signal where n is an integer greater than or equal to zero.

14. The apparatus of claim 0 wherein the likelihood signal generating circuit comprises a subtractor, coupled to the time domain signal generator and the delayed time domain signal generator, the subtractor operating as an accumulator.

15. The apparatus of claim 0 wherein:
the physiological signal comprises first and second component signals; and

WO 02/43583

PCT/US01/43752

one of the plurality of likelihood circuits
comprises:

a first circuit for generating a first
plurality of time domain signals, each signal
being the first component signal window
filtered in the neighborhood of the frequency
of a respective corresponding identified peak;

a second circuit for generating a second
plurality of time domain signals, each signal
being the second component signal window
filtered in the neighborhood of the frequency
of a respective corresponding identified peak;
and

a circuit for generating a plurality of
likelihood signals, each corresponding to a
respective one of the identified peaks,
representing the degree of congruence of the
corresponding one of the first plurality of
time domain signals, to the corresponding one
of the second plurality of time domain signals.

16. The apparatus of claim 0 wherein the likelihood
signal generating circuit comprises a subtractor, coupled
to the first and second time domain signal generators,
the subtractor operating as an accumulator.

17. The apparatus of claim 0 further comprising a
scaling circuit coupled between the first and second time
domain signal generating circuits and the likelihood
signal generating circuit, for scaling the first and
second window filtered component signals.

WO 02/43583

PCT/US01/43752

18. The apparatus of claim 0 wherein:

the frequency of each identified peak has an associated period; and further comprising:

a delay circuit, coupled to the first and second time domain signal generators, for generating respective pluralities of time delayed signals respectively corresponding to the first and second pluralities of time domain signals delayed by respective time intervals equal to the period associated with the time domain signal.

19. The apparatus of claim 0 wherein one of the plurality of likelihood circuits comprises a spectra probability circuit, coupled to the peak identification circuit, for generating a plurality of signals, respectively representing the probability that the corresponding peak represents the physiological parameter.

20. The apparatus of claim 0 wherein the spectra probability circuit comprises:

circuitry, responsive to an accumulated probability density function representing the probability that the physiological parameter is represented by each frequency location in the spectrum of the physiological signal, for extracting the probability that the frequency location of each identified peak in the physiological signal represents the physiological parameter;

a deviation circuit, responsive to a plurality of previously estimated physiological parameters, for determining a degree of spread of the previously estimated physiological parameters; and

a calculating circuit, responsive to the degree of

WO 02/43583

PCT/US01/43752

spread, for generating a new probability density function; and

a combining circuit for combining the new probability density function with the accumulated probability density function.

21. The apparatus of claim 0 further comprising circuitry, coupled to the combining circuit, for scaling the accumulated probability density function downward.

22. The apparatus of claim 0 wherein the physiological signal source comprises an SpO₂ sensor.

23. A method for estimating a physiological parameter from a physiological signal, comprising the steps of:
receiving a physiological signal;
identifying respective characteristics in said received physiological signal;
producing a plurality of signals, respectively corresponding to said identified characteristics, representing a likelihood said corresponding identified characteristic represent said physiological parameter;
selecting one of said identified characteristics in response to said likelihood representative signals; and
estimating said physiological parameter using said selected one of said identified characteristics.

24. A method according to claim 23, including the step of bandpass filtering said received physiological signal and wherein said identifying step comprises identifying

WO 02/43583

PCT/US01/43752

respective characteristics in said bandpass filtered
received physiological signal

WO 02/43583

1/8

PCT/US01/43752

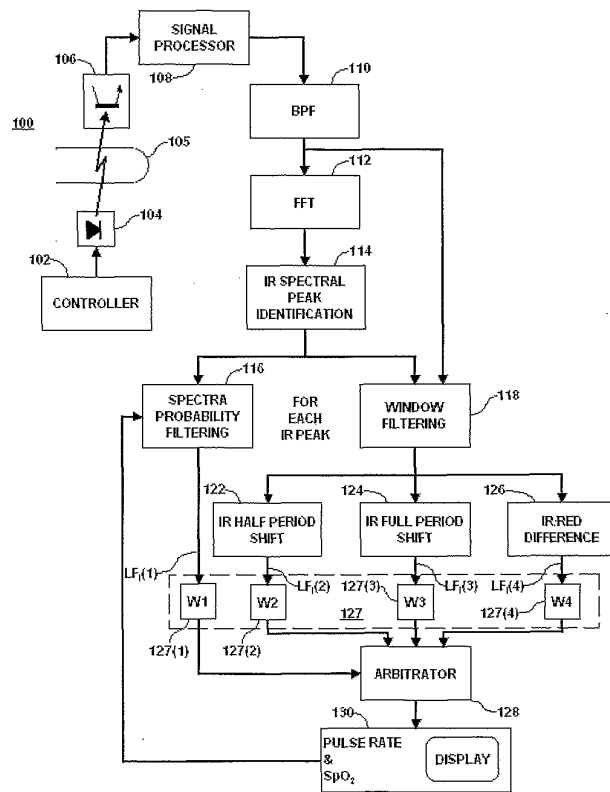


Fig. 1

WO 02/43583

2/8

PCT/US01/43752

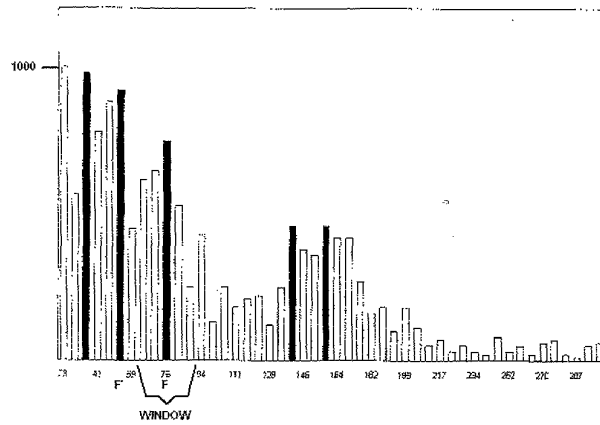
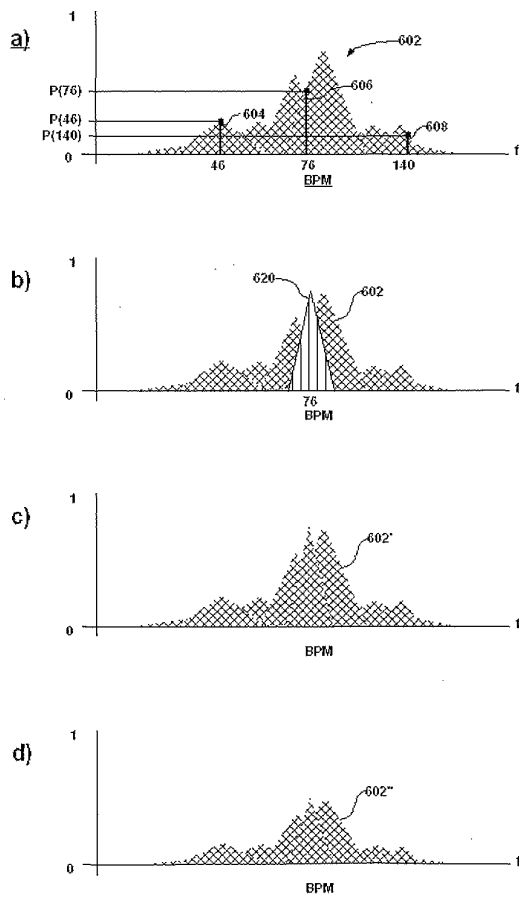


Fig. 2

WO 02/43583

3/8

PCT/US01/43752



WO 02/43583

4/8

PCT/US01/43752

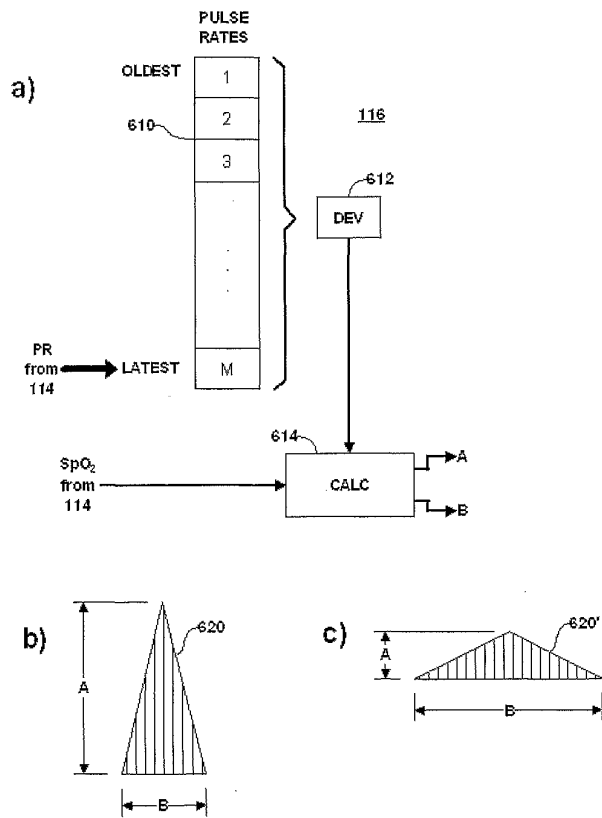


Fig. 4

WO 02/43583

5/8

PCT/US01/43752

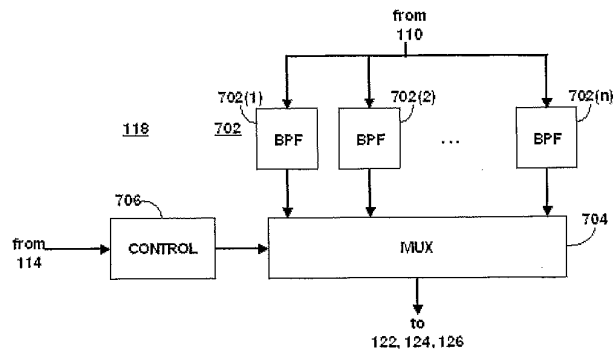


Fig. 5

WO 02/43583

6/8

PCT/US01/43752

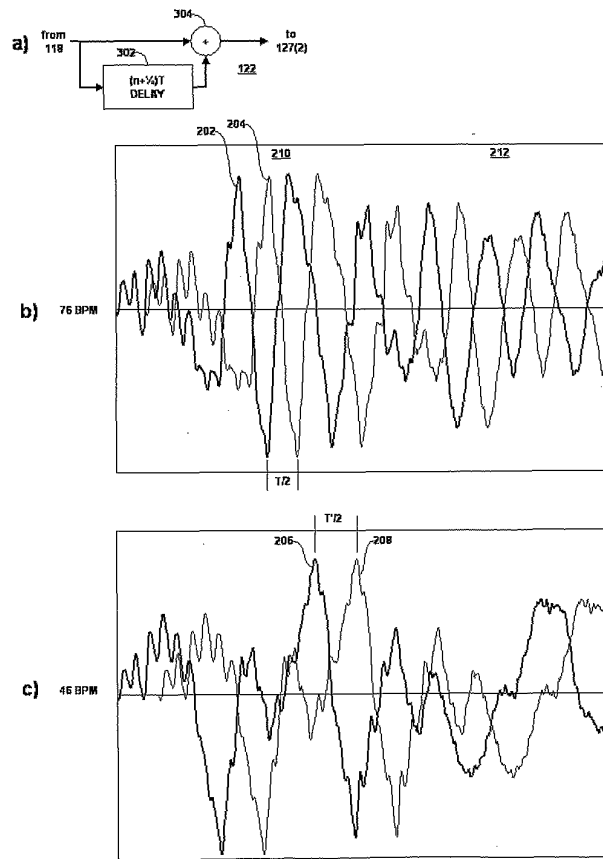


Fig. 6

WO 02/43583

7/8

PCT/US01/43752

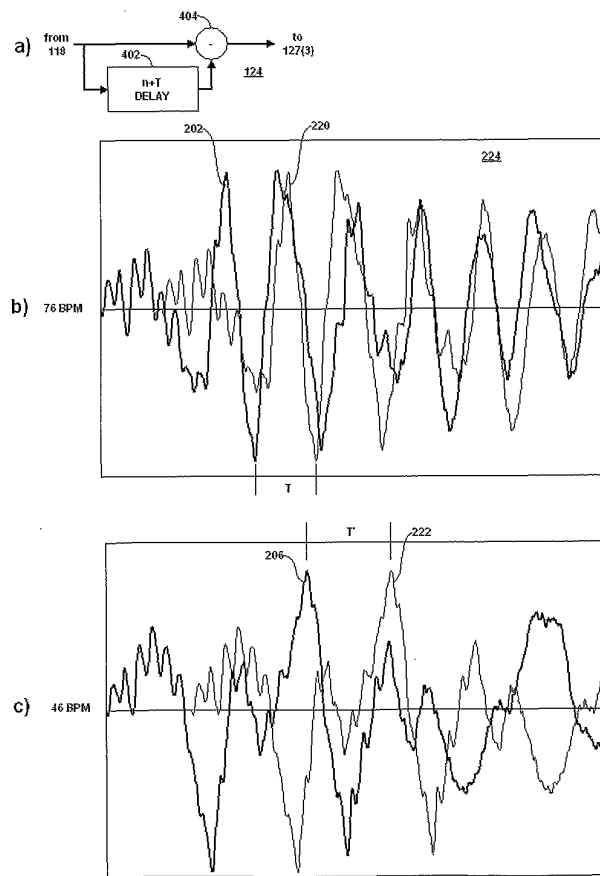


Fig. 7

WO 02/43583

8/8

PCT/US01/43752

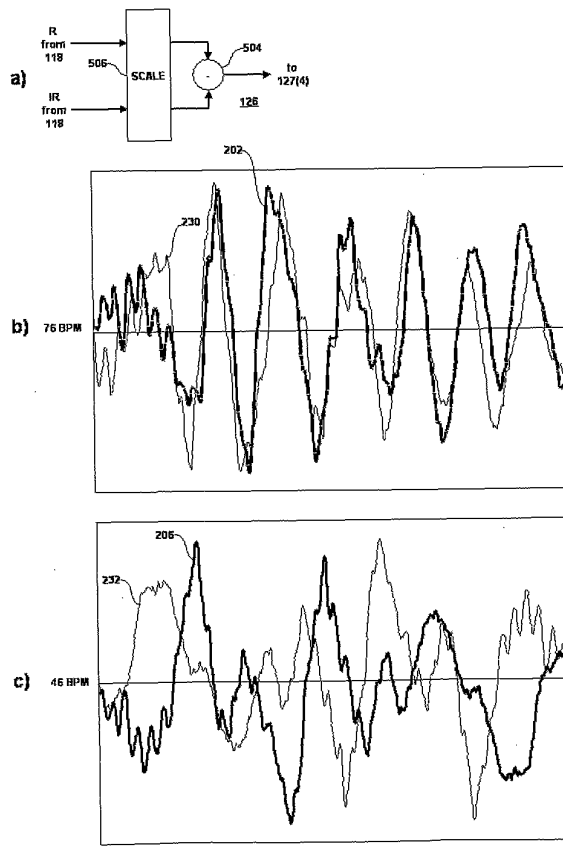


Fig. 8

【国際公開パンフレット（コレクトバージョン）】

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

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
6 June 2002 (06.06.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/043583 A3

(51) International Patent Classification: A61B 5/00

(74) Agents: BURKE, Alexander, J. et al.; Siemens Corporation, Intellectual Property Dept., 186 Wood Ave. South, Iselin, NJ 08830 (US).

(21) International Application Number: PCT/US01/43752

(22) International Filing Date:
16 November 2001 (16.11.2001)

(81) Designated States (national): CN, IN, JP, NO.

(25) Filing Language: English

(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).

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
60/252,229 21 November 2000 (21.11.2000) US
09/915,610 26 July 2001 (26.07.2001) USPublished:
with international search report

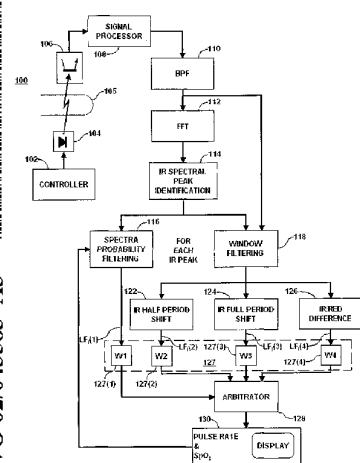
(71) Applicant: SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, INC. [US/US]; 186 Wood Avenue South, Iselin, NJ 08830-2770 (US).

(88) Date of publication of the international search report:
27 March 2003

(72) Inventor: HUANG, John, W.; 5104 Heatherwood Lane, Peabody, MA 01960 (US).

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: METHOD AND APPARATUS FOR ESTIMATING A PHYSIOLOGICAL PARAMETER FROM A PHYSIOLOGICAL SIGNAL



(57) Abstract: A system is disclosed which first identifies a plurality of characteristics of a physiological signal any one of which may represent a physiological parameter. A plurality of different techniques are used to provide respective likelihood factors for each such identified characteristic. The resulting likelihood factors are then analyzed to select the one characteristic of the physiological signal which most likely represents the desired physiological parameter. The physiological parameter is then calculated from the selected characteristic of the physiological signal.

WO 02/043583 A3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PCT/US 01/43752
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) EPO-Internal, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 002 952 A (DIAB MOHAMED K ET AL) 14 December 1999 (1999-12-14) column 6, line 56 - line 64 column 7, line 53 - line 62 column 15, line 37 - column 16, line 8 column 19, line 8 - column 20, line 20 -----	1-4, 19, 22
☐ 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 (see 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 29 July 2002		Date of mailing of the international search report 28. 10. 02
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 851 epo nl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Martelli, L

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 01/43752
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.: 23,24 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: Rule 39.1(iv) PCT - Diagnostic method practised on the human or animal body
2.	☐	Claims Nos.: 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:
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:		
see additional sheet		
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.: 1-19,22
Remark on Protest		
☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.		
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.		

International Application No. PCT/US 01/43752

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. Claims: 1-19,22

SpO2 measuring apparatus comprising inverse FFT circuit

2. Claims: 20,21

SpO2 measuring apparatus comprising circuitry responsive to an accumulated probability density function.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family membersInternational Application No.
PCT/US 01/43752

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6002952 A	14-12-1999	AU 7109298 A	11-11-1998
		US 6067462 A	23-05-2000
		WO 9846126 A1	22-10-1998

フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(74)代理人 100114890

弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト

(72)発明者 ジョン ダブリュー ホワン

アメリカ合衆国 マサチューセッツ ピーボディ ヘザーウッド レーン 5104

Fターム(参考) 4C017 AA10 AB10 AC26 BC11

4C038 KK01 KL07 KM01 KX02