

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-203090

(P2007-203090A)

(43) 公開日 平成19年8月16日(2007.8.16)

(51) Int.Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

F I

A61B 5/14 322

テーマコード (参考)

4C038

審査請求 有 請求項の数 30 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-71689 (P2007-71689)
 (22) 出願日 平成19年3月19日 (2007.3.19)
 (62) 分割の表示 特願平6-511053の分割
 原出願日 平成5年9月24日 (1993.9.24)
 (31) 優先権主張番号 07/965,684
 (32) 優先日 平成4年10月23日 (1992.10.23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504091681
 ネルカー インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国、カリフォルニア 945
 88、プリザントン、ハーシェンダ ドラ
 イブ 4280
 (74) 代理人 100064012
 弁理士 浜田 治雄
 (72) 発明者 リチャードスン, チャールズ エイ
 アメリカ合衆国、カリフォルニア 941
 22、サン フランシスコ、フォーティ
 ス アベニュー 1370
 (72) 発明者 バーンスタイン, マイケル
 アメリカ合衆国、カリフォルニア 945
 83、サン ラモン、シャーベアー ドラ
 イブ 2713

最終頁に続く

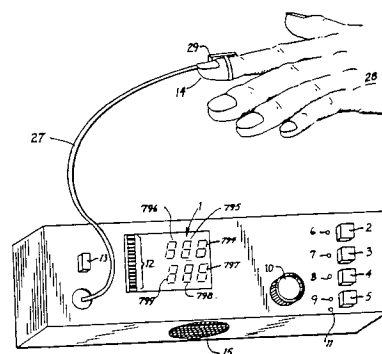
(54) 【発明の名称】 電子式モニター機器における周辺ノイズの影響を減少するための方法および装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 パルス・オキシメータに影響を与えるノイズ源を調節するための方法と装置を提供する。

【解決手段】 種々の利用可能な周波数がそれぞれのノイズ・レベルを決定するために評価されて、1つが動作ディマルティプレクサー周波数として働くよう選択される。パルス・オキシメータの通常な動作中、種々の利用可能なディマルティプレクサー周波数の中の何れが最低の関連するノイズをもっているかを決めるために周期的に精査される。動作周波数と関連したノイズ・レベルが、パルス・オキシメータの信号のS/N比を決めるために用いられて、それによってパルス・オキシメータからの信号を限定する。予め決められた閾値未満のS/N比と関連したパルスは受け入れを拒否され、そして血液の酸素飽和度の算出には利用されない。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ディマルティプレックス周波数で 2 つの信号間の選択を行うディマルティプレックスを有する能動信号センシング・モニターによって得られた信号中のノイズを調節するための方法であって、

(a) 第 1 の選択されたディマルティプレックス周波数でノイズ・レベルを決定する工程と、

(b) 1 又はそれ以上の選択された他のディマルティプレックス周波数でノイズ・レベルを決定する工程と、

(c) 第 1 のディマルティプレックス周波数のノイズ・レベルと他のディマルティプレックス周波数のノイズ・レベルとを比較する工程と、 10

(d) 第 1 及び 1 又はそれ以上のディマルティプレックス周波数の中から、比較的低いノイズ・レベルを有する最適のディマルティプレックス周波数を 1 つ選択する工程と、

(e) 前記最適ディマルティプレックス周波数で、能動信号センシング・モニターを作動させる工程とからなる方法。

【請求項 2】

能動信号センシング・モニターが、2 つの違った波長の光源をもったセンサーを有するパルス・オキシメータであって、そしてディマルティプレックス周波数でノイズ・レベルを決定する工程が、光源が発光していない間、パルス・オキシメータの信号をモニター 20

【請求項 3】

ディマルティプレックス周波数でノイズ・レベルを決定する工程が、光源が発光していない間、パルス・オキシメータの信号中のノイズの二乗平均の平方根を算出することによって行われる請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

能動信号センシング・モニターが、2 つの違った波長の光源をもったセンサーを有するパルス・オキシメータであって、そしてディマルティプレックス周波数でノイズ・レベルを決定する工程が、1 つの光源が発光していて残りの光源が発光していない間、パルス・オキシメータの信号中のノイズの二乗平均の平方根を算出することによって行われる請求項 1 記載の方法。 30

【請求項 5】

更に、オキシメータの信号の S/N 比を得るために、選択されたディマルティプレックス周波数でのノイズをパルス・オキシメータの信号と比較する工程を含む請求項 2、3 または 4 記載の方法。

【請求項 6】

モニターが、パルス・オキシメータであって、ここで予め決められた閾値より上の S/N 比を有するオキシメータ信号が受け入れられると共に、血液の酸素飽和度を算出するのに用いられ、また予め決められた閾値未満の S/N 比を有するオキシメータ信号は拒否されると共に、血液の酸素飽和度を算出するのに用いられない請求項 5 記載の方法。 40

【請求項 7】

能動信号センシング・モニターが組織のインピーダンスの監視用モニターである請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

更に、

(i) 受け入れられたオキシメータの信号から算出された血液飽和度の値を表示する工程と、

(i i) オキシメータの信号が拒否されたときは最も近時の血液飽和度の値を表示し続ける工程と、

(i i i) 受け入れられたオキシメータの信号が血液飽和度を算出するのに使用される 50

ときは必ず、ステップ (i) で表示された血液飽和度の値を更新する工程とを有する請求項 6 記載の方法。

【請求項 9】

モニターが、パルス・オキシメータであって、このパルス・オキシメータが赤色及び赤外の光源を含み、そして赤色及び赤外のそれぞれの高周波ノイズは、その光源が発光している間に、パルス・オキシメータの信号パルスの閾周波数より上の周波数成分からモニターされ、さらにオキシメータ信号パルスの振幅をその高周波ノイズで除算することでそれぞれの S / N 比が得られる請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

モニターが少なくとも 1 つの光源を有するパルス・オキシメータであって、ここで高周波ノイズは光源が発光している間に、パルス・オキシメータの信号パルスの閾周波数より上の周波数成分からモニターされ、さらにオキシメータ信号パルスの振幅をその高周波ノイズで除算することでそれぞれの S / N 比が得られ：信号パルスに関連した高周波ノイズをモニターする工程が、ディジタル化された信号をつくるために、オキシメータ信号パルスをディジタル化して行われる工程と、ディジタル化された信号を、高周波ノイズを与えるために高域通過フィルターへ通す工程とを有する請求項 1 記載の方法。

【請求項 11】

能動信号センシング・モニターが、パルスオキシメータであって、
第 1 波長の光と第 2 波長の光が、選択されたディマルチプレクサー周波数 f_{TMUX} で交互に発光する工程と；
対象物を通過した光を検知し、そしてディマルチプレックスする工程と、
前記第 1 及び第 2 波長で、対象物を通過する光パルスを確認する工程と、
光パルスに関連した S / N 比を決定する工程と、
S / N 比を予め決められた閾値と比較する工程と、
閾値未満の関連した S / N 比を有するパルスを、血液の飽和度を算出するのに使用されないように除去する工程と、
閾値より上の関連した S / N 比を有するパルスを、血液の飽和度を算出するために利用するように受け入れる工程と、
から更に構成される請求項 1 記載の方法。

【請求項 12】

その中から周波数 f_{TMUX} が選択される、複数のディマルチプレクシング周波数が、50 又は 60 Hz 及びそれ等の高調波から少なくとも約 10 Hz 離れている請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】

更に、
(i) 受け入れられたパルスから算出された血液飽和度の値を表示する工程と、
(i i) 受け入れられたパルスが血液飽和度を算出するのに使用されるときは必ず、ステップ (i) で表示された血液飽和度の値を更新する工程と、
(i i i) パルスが除去されるときは、最も近時の血液飽和度の表示を維持する工程とを有する請求項 11 または 12 記載の方法。

【請求項 14】

複数のマルチプレクシング周波数が約 1500 と 2500 Hz との間にある請求項 11、12 または 13 記載の方法。

【請求項 15】

(a) 複数の利用可能な周波数の中から選択されたディマルチプレクサー周波数で作動するディマルチプレクサーと、
(b) 前記ディマルチプレクサーに結合され、そしてディマルチプレクサー周波数でオン・オフ動作し、減衰されたエネルギー信号を取り出すために少なくとも生体の一部分へエネルギーを通過させる少なくとも 1 つのエネルギー供給源と、
(c) 前記減衰されたエネルギー信号をモニターする検知器と、

(d) 複数の利用可能な周波数の各々でノイズ・レベルを近似するための手段と、
(e) 各利用可能な周波数におけるノイズ・レベルに基づいて、複数の利用可能な周波数の中からディマルティプレクサー周波数を選択するための手段と、
からなる生理学的特徴を決定するための能動的信号センシング・モニター。

【請求項 16】

ノイズ・レベルを近似するための手段が、更に、少なくとも 1 つのエネルギー供給源がエネルギーを放出しないときは、周辺の信号をモニターするための手段を含む請求項 15 記載のモニター。

【請求項 17】

更に、平均の信号レベルをディマルティプレクサー周波数で算出し、瞬時の信号レベルを測定し、平均の信号レベルを瞬時の信号レベルから減算して差を求め、その差を二乗して二乗値を求め、その二乗値を測定期間にわたって加算して和を求め、そしてその和の平方根をとってディマルティプレクサー周波数でのノイズ・レベルを求めることを繰り返し行うための手段を有する請求項 16 記載のモニター。

10

【請求項 18】

利用できる周波数が、50 又は 60 Hz 及びそれ等の高調波から少なくとも約 10 Hz 離れている請求項 15、16 または 17 記載のモニター。

【請求項 19】

利用できる周波数が、約 1500 と 2500 Hz との間にある請求項 15、16、17 または 18 記載のモニター。

20

【請求項 20】

更に、ノイズ・レベルを近似するための手段へ導かれるフィルターされた信号を生み出すために、減衰されたエネルギー信号の少なくとも一部分をフィルターする高域通過フィルターを有する請求項 15 乃至 19 のいずれかに記載のモニター。

【請求項 21】

複数の利用可能な周波数の中からディマルティプレクサー周波数を選択するための手段は、最低のノイズ・レベルをもった利用可能な周波数を選択するための手段を有している請求項 15 乃至 20 のいずれかに記載のモニター。

【請求項 22】

モニターがパルス・オキシメータである請求項 15 乃至 21 のいずれかに記載のモニター。

30

【請求項 23】

更に、

オキシメータ信号パルスに関連する S/N 比をモニターし、そしてその S/N 比を予め決められた閾値と比較するための信号処理手段と、

閾値未満の関連する S/N 比を有するパルスを拒否し、そして閾値より上の関連する S/N 比を有するパルスを受け入れる手段であって、血液の酸素飽和度を決定するのに受け入れたパルスが使用され、拒否されたパルスが使用されない手段と、

受け入れられたパルスから決定された血液飽和度の値を表示するための表示装置と、
からなる請求項 22 記載のパルス・オキシメータ。

40

【請求項 24】

パルスが拒否されるときは、過去に受け入れられたパルスから決定された最も近時の血液飽和度の値を表示装置が表示し、そして受け入れられたパルスが血液飽和度を算出するのに使用されるときは表示された血液飽和度の値を更新する請求項 23 記載のパルス・オキシメータ。

【請求項 25】

更に、信号パルスに関連する S/N 比をモニターするための信号処理手段によって使用されるノイズ値を与えるために、オキシメータの信号パルスをフィルターするための高域通過フィルターを含む請求項 23 または 24 記載のパルス・オキシメータ。

【請求項 26】

50

2つの光源と1つの光検知器とからなる前記エネルギー供給源と検出器であって、該2つの光源は交互に光パルスが発生し、そしてその光パルスは対象物を通過して光検知器でモニターされる減衰された光信号を生じさせ、

2つの光源からの信号を分離するディマルチプレクサーであって、該ディマルチプレクサーと光源は調節可能な該選択されたディマルチプレクシング周波数で動作するディマルチプレクサーと、

該複数の利用可能な周波数を記録するROMと、

前記選択されたディマルチプレクサー周波数を選択し、さらに必要に応じて調節して、利用可能な周波数に関連するノイズを周期的に決定する第1の処理装置と、

光検知器によってモニターされる光信号から血液の酸素飽和度を周期的に決定する第2の処理装置とからなる請求項22記載のパルス・オキシメータ。 10

【請求項27】

第1の処理装置が、利用できる各周波数に関連したノイズの二乗平均の平方根を周期的に決定し、二乗平均の平方根の最も低いノイズを有する利用可能な周波数を、ディマルチプレクサー周波数として選択する手段を含む請求項26記載のパルス・オキシメータ。

【請求項28】

更に、減衰された光信号に関連するノイズの二乗平均の平方根からS/N比を算出し、減衰された光信号が予め決められた値未満のS/N比をもつときには、第2の処理装置が、血液の酸素飽和度を決定しないようにする第3の処理装置を含む請求項27記載のパルス・オキシメータ。 20

【請求項29】

光源が赤色及び赤外のLEDである請求項26、27または28記載のパルス・オキシメータ。

【請求項30】

第1の処理装置が、2つの光源の少なくとも1つが光パルスが発生していない間に、利用可能な周波数に関連するノイズを決定する請求項26乃至29のいずれかに記載のパルス・オキシメータ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は電子機器、殊にパルス・オキシメータのような電子式の生理学モニター機器に対する周辺からの電磁的なノイズ（光ノイズをも含んだ）の影響を検知するとともに、減少するための方法と装置に関する。

【背景技術】

【0002】

病院で使用される異なった種類の電子機器の数、及び各病院において任意の時刻に使用中の総ての種類の全電子機器の数は増加している。各機器は、その予定した働きを実行する他に、その電子回路の構成と、機器が使用される方法とで支配される周波数と強度で電磁放射を行う。無線式のテレメトリ・モニターのような幾つかの機器では、電磁放射の発射は機器の主要な機能である。 40

【0003】

さらに、機器によって発せられる電磁放射に加わって室内照明及び交流電源によって発せられる電磁放射がある。病院の各部屋では、これ等の電子放射は結合し、そして周波数及び強度の瞬時値の特性が室内照明、室内電力、及びその特別な時刻で使用されている機器の性質に依存した、複雑な背景ノイズ・レベルを与える。電子機器の操作に対するこの背景ノイズの効果は、その機器の性質に依存している。ノイズのある環境におけるパルス・オキシメータの使用はよい実例である。

【0004】

パルス式酸素計測の原理及び商業的に利用可能なパルス・オキシメータは技術的にはよ 50

く知られている。例えば、米国特許第 4, 653, 498 号明細書（特許文献 1）及び米国特許第 4, 869, 254 号明細書（特許文献 2）（これ等双方は、この明細書の中に、あらゆる目的のための引用によって含まれている）に記述されているパルス・オキシメータ・システムのセンサーは、交互に赤色及び赤外の波長で光を患者の組織へ発し、そして 1 個の光検知器が各周波数の組織を透過した光をよむ。時間変化する光検知器の出力は、センサーによって光の発せられていない「ダーク（dark）」期間によって分離された、透過した赤色及び赤外の信号を表している。センサーの赤色及び赤外の光源と同期したディマルチプレクサー（demultiplexer）が、オキシメータによる引き続く処理のために光検知器出力の赤色及び赤外部分を分離する。

【0005】

パルス・オキシメータによって測定される生理学的なパラメータは、動脈血の酸素飽和度である。赤色の及び赤外の波長での血液の光吸収の性質は、血液中の酸素ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの相対的な濃度で変化する。従って、酸素飽和の算出に使用される光検知器の出力の部分は、センサー位置での動脈血量における脈動変化によって引き起こされる赤色及び赤外の光伝送における変化である。透過光レベルにおけるこれ等のパルス変化は、透過光の全体の強度に比して小さく、1 - 3 % のオーダーで、背景ノイズの影響を非常に受け易い。

【0006】

電氣的な光の出力は交流電源及びその高調波の周波数に関係した周波数で変化する。周りの光の変化の周波数、基本又は高調波の周波数、がオキシメータのマルチプレックスされた光源の、基本又は高調波の周波数に一致するか、または近いとき、及び周りの光がともかく光検知器に達するときは、オキシメータは赤色及び赤外の光源に関する光検知器出力（即ち、信号）と、周辺光に関する光検知器出力（即ち、ノイズ）とを区別することはできない。したがって、赤色及び赤外の光は室内光の周波数以外の周波数で特徴的にマルチプレックスされる（そして光検知器は同期してディマルチプレックスされる）。例えば、米国特許第 4, 653, 498 号明細書（特許文献 1）を参照すること。

【0007】

しかしながらパルス・オキシメータの動作環境、そこには ECG モニター、インピーダンス無呼吸モニター、他のモニター機器における絶縁された電源、及び電氣的灸点法道具が含まれているが、においては数多くの外の電磁放射源がある。それ等は、それぞれが独自の特徴をもった動作周波数をもっている。オキシメータの動作環境において、潜在的なノイズ源の少なくとも一つによって影響されないオキシメータの同期ディマルチプレクサー周波数を選ぶことは、不可能でないが困難である。

【0008】

この問題への 1 つの従来技術の解決法は、低域通過フィルターを光検知器の出力に付け加えて、そして或る周波数、例えば 100 乃至 300 kHz 以上の光検知器の出力信号の部分除去することである。例えば、米国特許第 Re 33, 643 号明細書（特許文献 3）を参照すること。しかしながら、このフィルターはオキシメータの同期ディマルチプレクサー周波数でのノイズの効果を除去しない。

【0009】

したがって、必要とされることは、電子式モニター機器における周辺の電磁ノイズ、殊にノイズ源の周波数（又はノイズ源周波数の高調波）が、機器が動作しているときの基本周波数又は高調波とほぼ等しいときに、その効果を減らすための方法である。

【0010】

【特許文献 1】米国特許第 4, 653, 498 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 4, 869, 254 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 Re 33, 643 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

10

20

30

40

50

本発明は、電子式モニター機器に影響を与えるノイズ源を調節するための方法と装置を提供する。種々の利用可能な周波数（離散又は連続の）がそれぞれのノイズ・レベルを決めるために評価され、そして1つが動作ディマルティプレックス周波数として働くように選ばれる。それから、機器の通常の動作の間、種々の利用可能なディマルティプレックス周波数が周期的に細かく調べられて、最低の関連したノイズを有するものを再度決定する。この周波数の変化の早いことは、第1のマルチプレックスングで現われるノイズを避けるがために、機器が第1のマルチプレックスング周波数から他へ転ずるのを認める。幾つかの実施例においては、1000もの周波数チャンネルが利用可能である。

【0012】

これ等の技術は、発明を病院のような既知の環境において見出される全ノイズに適応させる。このようにして、本発明を異なったノイズ源を有する異なった場所で用いることができる。また、本発明は1つの場所で定時間外で起こるノイズの変化にも適応させることができる。何故ならば、機器はノイズを測定し且つ伝えることができるので、利用者がセンサーを速やかに調節して良好な信号を得ること、及び干渉するノイズ源を検知することができる。

10

【0013】

本発明の方法及び装置は、パルス・オキシメータで得られた光検知器の信号を処理するのに利用されるのが望ましい。既知の周波数でオキシメータ信号におけるノイズをモニターするため、オキシメータは「ダーク」において操作されるのが望ましい。別の言葉でいうと、オキシメータの光源（典型的なものは「LEDs」Light Emitting Diodes）がオフにされるが、一方オキシメータは選ばれた周波数での検知器信号をモニターし続ける。このようにして、グラウンド・ループ、無線式遠隔測定モニター（radio telemetry monitors）、及び周りの総ての他の源と関連のあるノイズは検知され、そして生理学的パルス情報からの寄与なしに限定される。そのように得られたノイズ・レベルは、選ばれた周波数を評価するのに利用することができ、そしてその後得られる生理学的な信号のS/N比（signal-to-noise ratio）を査定するのに利用することができる。すなわち、ノイズ・レベルが測定されるので、オキシメータは、それが安全なS/N比を保持している間、LED駆動用の電流を減らすことでパワー（power）を保存することができる。

20

【課題を解決するための手段】

【0014】

従って、本発明の一特徴は、パルス・オキシメータのディマルティプレックスング周波数を確認するための方法及び装置である。その周波数では、ノイズの信号に対する寄与が比較的に小さい。このことを成し遂げるためには、複数のマルチプレックスング周波数が、何れが最も穏やかであるかを定めるために評価される。そしてその周波数が血中酸素の飽和度データの収集の間の使用のためとり上げられる。もし動作中に、「採用された」ディマルティプレックスング周波数と干渉するノイズ源が持ち込まれるならば、オキシメータは新しい、より穏やかなディマルティプレックスング周波数を探す。探しだされたなら、それでオキシメータはその周波数へ移る。

30

【0015】

本発明の別な特徴は、パルス・オキシメータによって検知された光パルスを「限定」するための方法と装置である。予め決められた閾値以下のS/N比と関連したパルスは除去され、そしてパルス・オキシメータによる更に進んだ利用から取り除かれる。一方、限定されたパルスは血中の酸素飽和度の算出用に利用される。

40

【0016】

S/N比を近似するのに使用されるノイズの値は種々の源から得てよい。例えば、ディマルティプレックス周波数を選ぶのに利用された「ダーク」ノイズ・レベルを使用することができる。さらに、又はこれに代えて、生理学的信号を、信号における全ノイズを近似する、より高い周波数と関連したパワーを決定するために高域通過フィルターに通すことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 7 】

本発明のより進んだ理解は以下の議論、および関係した図面を参照することで得ることができる。

【 実施例 】

【 0 0 1 8 】

本発明の実施例を、電子式の生理学的モニター装置、特にパルス・オキシメータにおいて説明する。この説明のために、ノイズは測定される生理学的なパラメータによる任意の信号は別として、平均からの測定された信号の変動として定義される。

【 0 0 1 9 】

図 1 を参照すると、本発明の使用に適したパルス・オキシメータ装置のハウジング 2 6 が示されている。外見上、ハウジングはデジタル表示器 1、回路選択用のボタン列 2 から 5、警報状態用のライト 6 から 9、光学的に結合された調節用ノブ 10、同期状態用のライト 11、LED デジタル式観察用メータ 12、及び電源スイッチ 13 を備えている。スピーカー 15 が装置のハウジングの下に置かれている。 10

【 0 0 2 0 】

ハウジング 2 6 のコネクタ（示されていない）からワイヤー 27 が検知器プローブ 29 へ延びている。検知器 29 は患者 28 の指 14 の上に置かれている。検知器 29 の指 14 への配置を用いると、この発明における読み取りの総てが可能となる。代表的なパルス・オキシメータでは、赤色範囲（例えば、660 ナノメータ）にある第 1 の発光ダイオードと、赤外範囲（例えば、940 ナノメータ）にある第 2 の発光ダイオードが連続してパルス状に光を出す。 20

【 0 0 2 1 】

クロック（clock）が発光ダイオードからの連続した光出力を制御して、少なくとも 4 中 1 のデューティ・サイクルにする。赤色信号の受信は 4 つの時間区分の 2 つの間に起こり、赤外の受信は他の 2 つの時間区分の間に起こる。2 つの波長の各々に対して 1 回のサイクルは「ダーク（dark）」サイクルである。別の言葉で言うと、LED は消灯されて、そして只周辺の光だけ検知される。ダーク信号は LED 信号から「引き算される」。このようにして、パルス・オキシメータの S/N 比を改善する。引き算はダーク信号が受信されるたびにインバータをスイッチすることで行われる。次いで、この変換された信号は周辺の光の効果を減少するために先行の（反転されていない）LED 信号と結合される。これは一定の強さの光に対してみごとに動作する。しかしながら、AC 幹線の高調波で時間的に変化する光源は、高調波が同期ディマルティプレクサーの高調波に近くで生じるときはベース帯域のノイズになお寄与する。 30

【 0 0 2 2 】

この発明の実施例では、パルス・オキシメータは可能な周波数 f_N の分類されたリストからその同期ディマルティプレクサー周波数 f_{TMUX} を選ぶ。利用可能な周波数 f_N は経験によって以下のようにして分類される。すなわち、（1）可能な f_{TMUX} の値の範囲内にノイズ源を確定すること；（2）各ノイズ源に対して、その範囲内にノイズ源に起因する干渉の程度を決定すること；（3）確定されたノイズ源の周波数に一致も又近づきもしない N 個の可能な f_{TMUX} を選ぶこと；および（4）選ばれた周波数を予期されるノイズからの干渉の増大する程度に従って、動作環境からのノイズによって影響される最も小さいと思われる f_{TMUX} 周波数である f_1 に関して分類することである。典型的なものとしては、利用可能周波数 f_N はノイズの低下傾向が検知されるまで細かく調べられる。その傾向が逆転するとき、最小のノイズをもった周波数が f_{TMUX} として採用される。勿論、可能な周波数を精査するための他の方法を使用することもできる。例えば、いかなる利用可能な周波数を検査し、最も小さいノイズの値をもった周波数を f_{TMUX} として採用する。実施例においては、 f_N の値はパルス・オキシメータ内の ROM に格納される。典型的には、利用可能な周波数は約 200 と約 3000 Hz との間で、好適には、約 1500 と 2500 Hz との間である。 40

【 0 0 2 3 】

実施例では、 f_{TMUX} の利用可能な値は、アナログ通過帯域における周波数に相当する、（例えば、50又は60Hzの光を発生させる源からの）A・C・幹線の高調波に特に起因する問題を少なくするよう選ばれている。これは、A・C・基本周波数又はその高調波がディマルチプレクサー周波数と通過帯域に相当する値だけ違っているときに起こる。例えば、A・C・幹線が50Hzの基本周波数を有し、そしてディマルチプレクサーが2025Hzで動作していれば、25Hzの信号が得られる。これは代表的なパルス・オキシメータにおいて使用される0 - 20Hz通過帯域の範囲の外側にある。しかしながら、ディマルチプレクサーの基本波の第2高調波は4050Hzで、それはA・C・幹線の高調波に調和し、生理学上の周波数範囲、即ち0 - 5Hz、内の信号をつくる。オキシメータは、この「ノイズ」の生理学的信号への寄与を計量する方法を何も有していない。 10

【0024】

この問題进行处理するために f_{TMUX} の値はA・C・幹線の高調波にある程度接近しているように意図的に選ばれる。多くの実施例では、 f_{TMUX} の利用可能な周波数はA・C・電源の周波数及びその高調波から約10 - 15Hzだけ分離されている。このようにして、ノイズ信号はアナログ通過帯域に現われるが、生理学的な周波数範囲から十分に離れていて、それはノイズとして容易に確定される。このことは2つの目的にかなっている。第1に、10 - 15Hzでのノイズ・スパイクは、生理学的信号（多分ディマルチプレクサー基本波の第5又は第6高調波である）へ結局組み戻されるA・C・電源ノイズの相対的な大きさを示す「マーカ」として役にたつ。第2には、生理学的信号へ組み戻される電源ノイズの大きさは相対的に小さいと期待することができる。例えば、ディマルチプレクサーの基本波が電源の高調波から10Hz離れているならば、第2高調波は20Hz離れ、第3は30Hz離れ、そして第5又は第6高調波は電源の高調波の近くか又はそれに一致する。しかし、ディマルチプレクサー基本波が2000乃至3000Hzの範囲にあるなら、第5又は第6高調波は10kHz又はそれより大きくて、その範囲ではA・C・幹線からのノイズ・パワーは急速に低下する。 20

【0025】

実施例においては、利用されるディマルチプレクサー周波数でのノイズはパルス・オキシメータ・センサーの赤色及び/又は赤外の光源が消灯されているときに評価される。LEDを消灯することによってオキシメータは受動的モニターとなって、ボディ・インピーダンス・モニター、AC電源、電気灸点法などのような外部の源からの信号を受け容れる。そのように測定された信号は、選択された周波数でのノイズ・レベルの良い基準を与える。 30

【0026】

通常の動作状態にあるパルス・オキシメータは「能動的」な信号センサーであるということに留意すべきである。このことは次のこと意味する。すなわち、オキシメータは研究用のシステム（即ち、血液流のある組織）へエネルギーを供給して、そしてシステムは供給されたエネルギーを変調して情報を与えるということである。本発明の技術は、一般に能動的な信号センシング・モニターの何れにも適用できる。このように、例えば、本発明は呼吸モニター、心臓出力モニター、及び無呼吸モニターのような組織インピーダンス技術において利用できる。これ等の技術はエネルギーを電流の形でボディに通し、それでボディの機械的な現象（呼吸する肺又は鼓動する心臓）によって変調される組織インピーダンスがモニターされ得る。能動的な信号センシング装置の他の例には、幾つかの二酸化炭素モニターのような特殊なガス・モニターが含まれる。 40

【0027】

図2を参照すると、（パルス・オキシメータで実行されている）実施例の方法は3つのステート又はモードで動作する。すなわち、ステート0、ステート1及びステート2である。パルス・オキシメータがまず働きだすと、それはステート0にある。ステート0では、オキシメータはセンサーのLEDへパワー（power）を与えないが、赤色及び赤外チャネルでセンサーの光検知器からデジタル化された「信号」を集める。オキシメータは 50

ステート 0 を使用し、LED による患者の組織からの発光によって供給される生理学的信号が無いときに（電氣的な及び光的な）周辺のノイズを読みそして最初の f_{TMUX} を選ぶ。このステートでは、オキシメータは飽和度の値を決めることはできないが、受動的モニターとしてノイズを決定することはできる。最初の f_{TMUX} は、その穏やかさに基づいて一群の利用可能な周波数から選ばれる。

【 0 0 2 8 】

f_{TMUX} がステート 0 に定められると、システムは両方の LED が点灯され、そして血液の酸素飽和度がモニターされるステート 1 へ移動する（工程 1）。予め決められたスケジュールに従って、システムは周期的にステート 1 からステート 0 へ戻り（工程 3）、 f_{TMUX} でのノイズを再評価する。そして必要ならば、新しい f_{TMUX} を得る。ステート 1 にある間は、システムは実際の信号における高周波ノイズを連続的にモニターし、そしてその S/N 比（信号対ノイズ比）に基づいて生理学的な信号を限定する。限定されなかった信号パルスは血液の酸素飽和度を算出するのに使用されない。また、システムが、もし f_{TMUX} での S/N 比が受け入れられるレベル未満に低下しているということを決定する場合に、新しい f_{TMUX} を求めてステート 0 へ移動する（工程 4）。

10

【 0 0 2 9 】

システムは、しばしばステート 1 からステート 2 へ移動して（工程 5）、 f_{TMUX} でのノイズを再評価する。これは 1 つの LED、代表的には赤色 LED を消灯することによって行われる。これに対し、ステート 0 は両方の LED を消灯する。ステート 2 では、パルス・オキシメータは血液の酸素飽和度を算出することはできないが、パルスの速度及び他に通常に動作している様子を与えることができる。ノイズがステート 2 において評価されると、システムはステート 1 へ戻り（工程 7）、そしてステート 2 において算出された新しいノイズ・レベルを利用して通常に動作する。

20

【 0 0 3 0 】

ステート 0 におけるノイズの二乗平均の平方根（「RMS」）の値は、平均の信号レベルを見積りし、瞬時の信号から平均の信号を減算し、その差を二乗し、測定された期間にわたってこの二乗の値を加算し、そしてその値の平方根をとることによって得られる。図 4 はステート 0 でのパルス・オキシメータによって使用されるステート 0 の広帯域のノイズ・アルゴリズムを含んだ一覧図である。その一覧図は 1 つのチャンネルだけで行われる信号の読み取り及び計算を示しているが、オキシメータはこのアルゴリズムを必要不可欠なものとして赤色及び赤外の両方のチャンネルにおいて使用するということを理解しておくべきである。図 3 に示されるように、同期周波数 f はオキシメータがステート 0 に入るときは f_1 に設定される（工程 A）。オキシメータは、それから、値を読み初める（工程 C）。 f_1 （又は工程 D における任意の f_N ）に対する RMS ダーク・ノイズを計算するために、オキシメータのマイクロプロセッサは、第 1 の検知器出力値 X_1 を読み取ることによって始め、そしてこの値を SUM としてオキシメータの記憶装置に格納する。次いで、マイクロプロセッサは第 2 の値 X_2 を読み取り、それを SUM に加え、そしてその合計を 2 で除算して平均値を算定する。平均を算定した後、マイクロプロセッサは x_2 と平均値との差を決め、その差を二乗し、そしてこの値を SUMSQ として記憶装置に格納する。 x_i の値は、もしオキシメータがその動作状態にあるならば、赤色及び赤外の LED が点灯しているときにオキシメータの赤色及び赤外の両チャンネルから読み取られる。

30

40

【 0 0 3 1 】

その後、マイクロプロセッサは SUMSQ 値を閾値 THRESH と比較する。その閾値は、 T_{INIT} で最初に定められて、装置に固有のノイズ認容度に基づく任意の値である。もし $SUMSQ_{RED}$ 及び $SUMSQ_{IR}$ が THRESH より小さいなら、そのときはマイクロプロセッサは第 3 の検知器の値 x_3 （赤色及び赤外の両チャンネルでの）を読み取り、 x_3 を SUM に加え、 x_3 と平均値 MEAN との差を定め、その差を二乗し、そしてその二乗された値を SUMSQ に加える。

【 0 0 3 2 】

マイクロプロセッサは、今一度 SUMSQ 値を THRESH と比較する。もし両方の

50

SUMSQ 値が、なおTHRESHより小さいとき、マイクロプロセッサは第4の検知器の値 x_4 を読み取り、 x_4 をSUMに加え、そして新しい平均の値を算定する。次いで、マイクロプロセッサは x_4 と平均値MEANとの差を定め、差を二乗し、そして二乗された値をSUMSQに加える。

【0033】

この操作は、SUMSQ_{RED}及びSUMSQ_{IR}の両方がTHRESHより小さい限りは、65の x_i の値に対して繰り返される。平均値MEANの新しい値は、 x_8 、 x_{16} 、 x_{32} 及び x_{64} を得た後算定される、すなわち i が2の累乗であるときはいつも算定される。実施例では、 x_{1-65} を集めそして処理するまでの時間は、57Hzのオキシメータのディジタル・サンプリング速度で約1秒かかる。SUMSQ_{RED}及びSUMSQ_{IR}は両方とも64で除算されて、その商がステップDにおけるRMSノイズを与えるために1/2乗される。もし両方のSUMSQ値が、64の点の総てについてTHRESH(閾値)未満に留まっている(工程E)なら、そのときはマイクロプロセッサはTHRESH_{RED}及びTHRESH_{IR}の値を、それぞれSUMSQ_{RED}及びSUMSQ_{IR}へ変え、そして f_1 を f_{TMUX} の値として格納する。

10

【0034】

つぎに、オキシメータはステート1に入る(工程G)、ここではLEDは光パルスを出し始め、そしてマイクロプロセッサは周波数 f_1 で生理学的信号をモニターする。

【0035】

好ましい実施例において、同期式ディマルチプレクサーの赤色及び赤外のアナログ出力は低域通過アナログ・フィルタへ進み(工程R)、そしてフィルタの出力は57Hzでデジタルでサンプルされる。その生理学的信号はステート0の低周波ノイズの値LOFREQ_{0, RED}及びLOFREQ_{0, IR}と比較され(工程S)、そして関係ある信号の見積値及び生理学的な通過帯域におけるノイズ・パワーを与える。

20

【0036】

その間、周波数 f_1 でS/N比がモニターされ、そして、もしその比が予め定められた閾値以下に低下する(工程H)なら、周波数 f_2 が両方のチャンネルで、 f_1 が有しているよりも低い広帯域ノイズ総量を生ずるかどうかを決めるために、システムはLEDを消してステート0に再び入る(工程B及びF)。もしそうであるなら、そのときはマイクロプロセッサはTHRESH(閾)値を更新し、周波数 f_2 を f_{TMUX} として格納し、そしてステート1に再び入る(工程G)。そうでないときはマイクロプロセッサは、一層低い広帯域ノイズ総量を有する他の周波数を探す(工程F)。もし何も見出されないなら、マイクロプロセッサは、ステート1に入るとき先に格納した f_{TMUX} を使用する。

30

【0037】

もし周波数 f_1 で生理学的信号のS/N比が、予め定められた閾値以下に低下しない(工程H)なら、マイクロプロセッサは、検知された生理学的信号から現在の血液の酸素飽和度を普通の方法を用いて計算する(工程I)。

【0038】

別の実施例では、システムは f_{TMUX} を選択する前にROM上に格納された複数の f_N 値と組み合わせられたノイズを決め、そして生理学的信号を検知するためステート1へ再び入る。このようなシステムでは、検知器は最低のノイズを伴う周波数が確定されるまでステート0に留まる。可能な周波数の分類された値の何れもが、このステート0のテストを通過しないなら、装置はエラー・メッセージを表示し、そして動作しない。

40

【0039】

ステート0の高周波ノイズの同様の算定が、赤色及び赤外の両方のチャンネルでマイクロプロセッサによって行われる。マイクロプロセッサが図3の手順において使用のための赤色及び赤外の x_i 値を読み取ると、その x_i 値を7Hzのカットオフ(cutoff)をもった高域通過フィルタへ通し(工程M)、そしてフィルタされた値 y_i をつくる。 y_i 値の二乗の和がSUMSQ_{HI}として算定される。

【0040】

50

最後のステート 0 の算出からの赤色及び赤外の $SUMSQ$ 値は、それぞれ赤色及び赤外チャンネルにおける広帯域ノイズの基準値である。前述したように、マイクロプロセッサはステート 0 の広帯域ノイズ値 $BROAD_{0,RED}$ 及び $BROAD_{0,IR}$ を $SUMSQ / 64$ の二乗根として算定する（工程 D）。同様に、マイクロプロセッサはステート 0 の高周波ノイズ値 $HIFREQ_{0,RED}$ 及び $HIFREQ_{0,IR}$ を $SUMSQ_{HI} / 64$ の二乗根として算定する（工程 N）。最後に、マイクロプロセッサはステート 0 の低周波数ノイズ値 $LOFREQ_{0,RED}$ 及び $LOFREQ_{0,IR}$ を、次のように計算する（工程 Q）。

【 0 0 4 1 】

$$LOFREQ_{0,RED}^2 = BROAD_{0,RED}^2 - HIFREQ_{0,RED}^2$$

$$LOFREQ_{0,IR}^2 = BROAD_{0,IR}^2 - HIFREQ_{0,IR}^2$$

10

【 0 0 4 2 】

マイクロプロセッサは、これ等の値をステート 1 において入来する生理学的な信号を限定するために、以下に詳述されるように、標準の限定テストに加えて用いる。

【 0 0 4 3 】

オキシメータの周辺におけるノイズ源は周期的に変化し、またおそらく先の穏やかな f_{TMUX} と干渉するので、システムはときどきステート 0 にもどる。従って、 RMS ノイズの f_{TMUX} がなお閾値内にあるかどうかを再度決定できる。好適な実施例においては、マイクロプロセッサは最初のステート 0 ルーティンの終了後に 30 秒間、第 2 のステート 0 ルーティンの終了後に 1 分間、第 3 のステート 0 ルーティンの終了後に 5 分間、それに続くステート 0 ルーティンの各々の終了後に 15 分間ステート 0 へ戻る。

20

【 0 0 4 4 】

ステート 1 はオキシメータの通常の動作状態である。 LED は交互に f_{TMUX} の周波数で点灯し、そしてマイクロプロセッサは同じ f_{TMUX} 周波数を、赤色の LED に応じた光検知器の信号を赤外の LED に対応した光検知器の信号から区別するのに使用する。ステート 1 の間、ステート 0 において算出されたノイズの値がパルス信号と比較される（工程 P 及び S）。比較的にノイズに関係のない環境の下で通常モード（即ちステート 1）で動作しているパルス・オキシメータは、両方の光チャンネルにおける信号レベル、パルス振幅の良好な内部算定を有する。 LED が点灯している通常の動作モードの間にパルス振幅によって測定される信号の、 LED が消灯されて測定され、そして内部の利得に応じて適切に調節されたノイズに対する比は、受信可能な信号に対する一つの基準として役にたつ。これは、ノイズ測定期間と信号測定期間とが時間的に近接しているときの S/N 比の正確な見積算定であり、またパルス・オキシメータが急速に f_{TMUX} を変えつつあるとともに、 f_{TMUX} の最も望ましい値を選ぶためにノイズを見積りしつつあるときの適切な測定である。しかしながら、いったんその選択がなされると、オキシメータは S/N 比を連続してモニターすることができなければならない。

30

【 0 0 4 5 】

その上に、非生理学的なノイズの連続的な見積値が算定され、そしてパルス信号と比べられる。連続的な S/N 比の近似値は生理学的通過帯域 $[0.5, 5 \text{ Hz}]$ におけるパワーの、非生理学的通過帯域 $[8, 20 \text{ Hz}]$ におけるパワーに対する比である。実施例においては、同期式ディマルチプレクサーの赤色及び赤外のアナログ出力は低域通過アナログ・フィルタへ進み（工程 R）、そしてフィルタの出力は 57 Hz でデジタルでサンプルされる。次いで、デジタル信号は赤色及び赤外チャンネルに対するステート 1 の高周波ノイズの値 $HIFREQ_1$ を得るため、 7 Hz で高域通過フィルタを通過する（工程 O）。赤色及び赤外の高域通過フィルタからの各値の二乗は 64 点の円形バッファに格納される。パルスがパルス検知用（ネルカー社モデル N - 200 パルス・オキシメータにおけるような）のアルゴリズムを使用して検知されると、マイクロプロセッサは円形バッファの 64 点を加え、64 で除算し、二乗根を作り、そして 2 つの光チャンネルに対して $HIFREQ_{1,RED}$ 及び $HIFREQ_{1,IR}$ を得る。ステート 1 において行われるこれ等のノイズ測定は、高周波ノイズだけ見積りされ、そして検知され得るので、ステート 0 の測定ほどほねのおれるものでないが、その見積値は総ての検知されたパルス

40

50

をテストするのに有効である。

【 0 0 4 6 】

パルス・オキシメータは、パルスが検知されず且つ任意に定められた期間に限定されないときは、使用者に警告するために休止用の警報を利用する。ネルカー N - 2 0 0 パルス・オキシメータでは、この任意に定められた期間は 1 0 秒である。この発明はノイズの基準失敗の休止を次のように付け加えている。もしパルスがノイズよりも十分に大きくないならば（工程 H）、それは除かれて飽和度は算定されない。もし数個のパルスが除かれるならば（例えば、約 5 秒後）、ノイズ状態はステート 0 へ戻り、そしてノイズの新しい見積値が算定される。他方、もしパルスがノイズより十分に大きいならば、新しい飽和度が算定されて表示される（工程 I 及び Z）。周期的に、ステート 1 において、状態は強制的にステート 2 になる。ステート 1 においては、オキシメータは正常に働いていて、そして飽和度の値が、検知され受け入れられた各パルスごとに臨床医に提示される。

【 0 0 4 7 】

もしパルスが 5 秒間（又は別の適当な期間）ノイズ限定テストを通過するのに失敗すると、オキシメータはステート 1 からステート 0 へ移動する。

【 0 0 4 8 】

好適な実施例においては、種々の追加のテストがステート 1 において得られたパルス信号について行われている。例えば、ステート 1（ステート 0）で測定された連続的な高周波ノイズは、ステート 0 の高周波ノイズの値 $H I F R E Q_{0, R E D}$ 及び $H I F R E Q_{0, I R}$ としばしば比較される（工程 P）。何故なら $f_{T M U X}$ でのノイズは通常の動作中に急に変化し得るからである。もしそのようならば、状態は新しい $f_{T M U X}$ が定められるステート 0 へ戻る。その上で、生理学的信号はステート 0 の低周波ノイズの値 $L O F R E Q_{0, R E D}$ 及び $L O F R E Q_{0, I R}$ と比較され（工程 S）、そして関係ある信号の見積値及び生理学的な通過帯域におけるノイズ・パワーを与える。

【 0 0 4 9 】

従来からのパルス・オキシメータ（ネルカー N - 2 0 0 のような）は、検知されたパルスを受け入れるか又は拒否するための一組のパルス限定テストを用いている。本発明は 4 つの新しいテストを、これ等の従来技術の限定テスト（図 4 に示され、そして図 3 において工程 H へ一括されているようなテスト）に付け加える。一般的に、これ等の新しいテストは S / N 比の閾値を定める。そこではパルス振幅は「信号」であり、ノイズ・パラメータは前に定義されたものである。図 4 に示されているように、パルス振幅 2 0 は 2 5、2 9、3 3、そして 3 7 で、ステート 0 の広帯域の値 2 1、及びステート 1 の高周波の値 2 2 と比較される。パルス限定テスト 2 7、3 1、3 5、そして 3 9 は、パルスが受け入れを拒否されるか 4 0 又は受け入れられるか 4 2 を決めるために行われる。実施例では、ノイズ限定テストは次の通りである。

【 0 0 5 0 】

$$\begin{aligned} AMPL_{RED} / BROAD_{0, RED} & 10 \\ AMPL_{IR} / BROAD_{0, IR} & 10 \\ AMPL_{RED} / HIFREQ_{1, RED} & 1.5 \\ AMPL_{IR} / HIFREQ_{1, IR} & 1.5 \end{aligned}$$

【 0 0 5 1 】

もしこれ等の基準のどれかが満たされないならば検知されたパルスは受け入れを拒否される。実施例では、マイクロプロセッサは検知されたパルスが従来技術のパルス限定テストを通過した後でのみ、これ等の新しいテストを行う。しかしながら、これ等のノイズ閾値テストは、この発明の真意から離れることなしに、他のどのようなパルス限定テストの前、間、後、又は完全に無関係に行われ得る。

【 0 0 5 2 】

オキシメータはこれ等のステート 1 のノイズ・テストの何れの失敗をも、標準のパルス限定テストの何れの失敗と同じように、即ち、パルスを非限定するということによって処理する。

【 0 0 5 3 】

幾つかの実施例では、また、その方法は受け取られた値から算出される血液飽和度の値を表示する段階を備えている。すなわち、パルスが受け取られないときは最も時間的に近い血液飽和度の値の表示を持続し、それから受け取られたパルスが血液飽和度を算出するために用いられるときは何時でも表示値を新しくするという表示の段階を備える。

【 0 0 5 4 】

30秒毎にパルス・オキシメータはノイズのステート2に入る。ステート2の目的は、赤色LEDを消灯し（工程J）そして赤色のチャンネルの周辺ノイズを測定すること（工程K）による、最後のステート0のノイズ測定以降に出現した新しいノイズ源を検知することにある。赤外のチャンネルはなお動作しているので、パルス・オキシメータは赤外のパルスが限定の基準を満たしている限りは、そのパルス波形、心臓の早さの見積値、そして可聴のパルス音調を維持することができる。その上、ステート2は比較的短い期間であるのでパルス・オキシメータは、たとえ新しい飽和度の数が算定できなくても、最後の算定された酸素飽和度の数をステート2の間表示し続ける。

10

【 0 0 5 5 】

ステート2では、赤色LEDは約1.4秒の間消灯される。赤色のチャンネルだけに対するステート0のノイズの算定を用いて、マイクロプロセッサは新しいノイズの値、 $ROAD_{2,RED}$ 、 $HIFREQ_{2,RED}$ 、そして $LOFREQ_{2,RED}$ を算定する。次いで、マイクロプロセッサはこれ等の値を用いて新しいステート0の値を見積りする（工程L）。赤色チャンネルのステート0の値の見積りのために、マイクロプロセッサは測定された値を、作業（即ち、ステート1）利得のステート0において使用される利得値に対する比だけ調節する。赤外チャンネルのステート0の値を見積りするために、マイクロプロセッサは新しく見積りされた赤色チャンネルの値を、赤外の赤色チャンネルの利得に対する比だけ調節する。次いで、パルス・オキシメータはステート1へ戻り、そして新しく見積りされたステート0の値をパルス限定テストにおいて使用する。

20

【 0 0 5 6 】

実施例では、信号、ノイズ、そして比が、追加の予防手段として赤色チャンネルと同様にIRチャンネルについて算定される。しかしながら、もしオキシメータが十分なアイドル時間（idle time）を有していないならば、これ等の値は赤色チャンネルだけで算定される。何故なら、実際の条件下では赤色チャンネルにおけるノイズは、赤外チャンネルでのノイズより大きいか又は等しいからである。

30

【 0 0 5 7 】

上記方法の大部分は、ネルカー社のN-200のような、現存のパルス・オキシメータを制御しているソフトウェアを変更することによって実行することができる。別の実施例においては、能動的な信号センシング・モニター（例えば、パルス・オキシメータ）は、エネルギー供給源がオンされていないとき、モニター信号とマルチプレックスされる追加の「ハードウェア」チャンネルを利用している。代表的なパルス・オキシメータでは、この「ダーク・チャンネル（dark channel）」は赤色及び赤外のチャンネルに加えて、第3のチャンネルとして存在している。勿論、無呼吸用モニターのような、単に1つの信号チャンネルだけ備えている他の装置は、ダーク・チャンネルの導入によって2つのチャンネルをもつことになる。ダーク・チャンネルによって、変化するノイズ環境に素早く対応するためノイズを連続してモニターすることができ、そして前に述べたように、周期的にステート0へ又はステート2へ戻ることの必要性が、最小にされるか又は取り除かれる。しかしながら、ノイズの正確な評価を与えるためには、追加のチャンネルは赤色及び赤外のチャンネルと同様のノイズ特性をもった一連のアナログ・フィルタを必要とする。

40

【 0 0 5 8 】

結論

本発明は当業者が理解できる範囲において、発明の精神又は本質から離れることなしに、他の特種な形式で実施することができる。例えば、パルス限定テストにおいて使用され

50

る S / N 閾値は変更することができるし、その上低域通過フィルターの定まった遮断周波数を調節することもできる。したがって、発明の実施例についての開示は、例証となることを意図したもので、請求項において示されるところの発明の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0059】

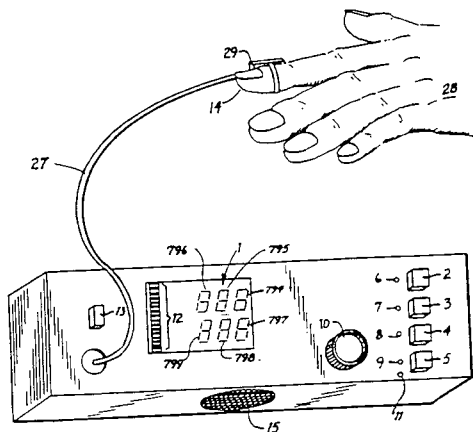
【図1】本発明の機器のハウジングと、患者の指へのセンサーの取り付けを示す斜視図である。

【図2】本発明の3つのステート（states）を結合する過程を示す操作一覧図である。

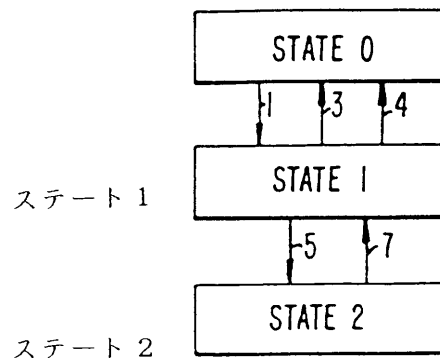
【図3】ディマルチプレクシング周波数でノイズ・レベルを決定するために利用される方法の一覧図である。

【図4】本発明のパルス限定化手順の一覧図である。

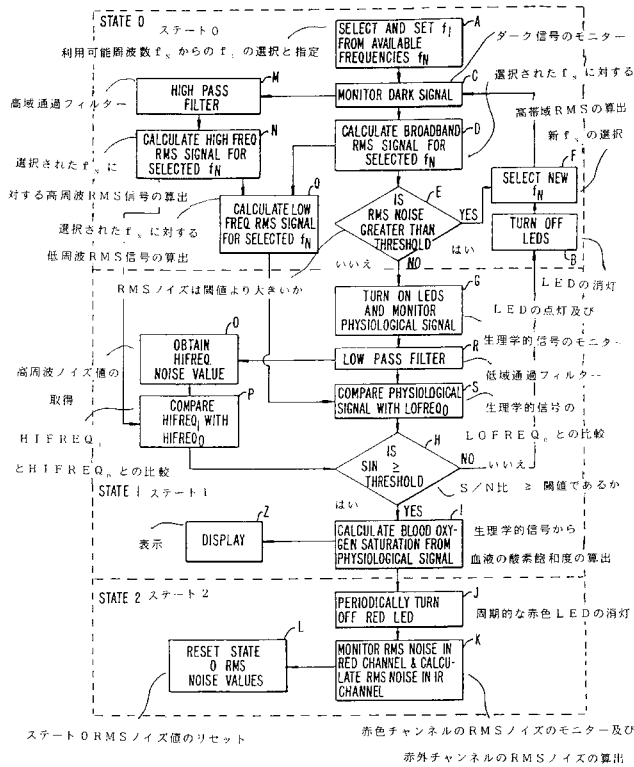
【図1】



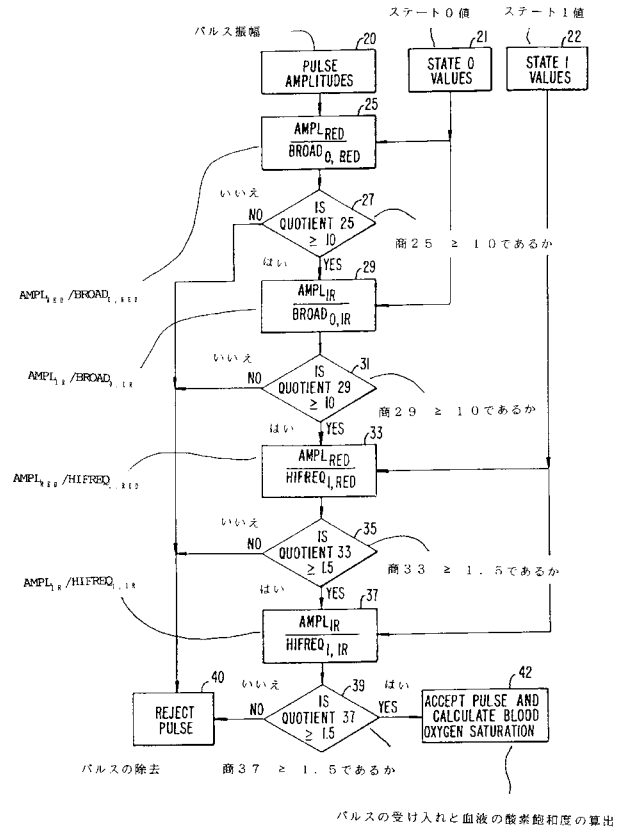
【図2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 オキカワ, ジェリー ケイ

アメリカ合衆国、カリフォルニア 9 4 6 0 2、オークランド、ダマス ストリート 2 4 2 9

(72)発明者 ベネット, テレンス アール

アメリカ合衆国、カリフォルニア 9 4 8 0 4、リッチモンド、マーセッド ストリート 1 3 0
0

F ターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX04

专利名称(译)	用于减少环境噪声对电子监视设备的影响的方法和设备		
公开(公告)号	JP2007203090A	公开(公告)日	2007-08-16
申请号	JP2007071689	申请日	2007-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	内尔租车公司		
申请(专利权)人(译)	Neruka公司		
[标]发明人	リチャードスンチャールズエイ バーンスタインマイケル オキカワジェリーケイ ベネットテレンスアール		
发明人	リチャードスン,チャールズ エイ バーンスタイン,マイケル オキカワ,ジェリー ケイ ベネット,テレンス アール		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/145 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/02416 A61B5/7203		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX04		
优先权	07/965684 1992-10-23 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于调节影响脉搏血氧仪的噪声源的方法和设备。评估各种可用频率以确定它们各自的噪声水平，选择其中一个作为工作双工器频率。在脉搏血氧仪的正常运行期间，将定期对其进行检查，以确定各种可用的多路分解器频率中哪个频率具有最低的相关噪声。与工作频率相关的噪声水平用于确定脉搏血氧仪信号的信噪比，从而限制了脉搏血氧仪的信号。与低于预定阈值的信噪比相关的脉冲被拒绝，并且不用于计算血氧饱和度。[选型图]图1

