

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4756027号
(P4756027)

(45) 発行日 平成23年8月24日(2011.8.24)

(24) 登録日 平成23年6月3日(2011.6.3)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/1455 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 2 2

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-501032 (P2007-501032)	(73) 特許権者	591191572
(86) (22) 出願日	平成17年2月25日 (2005. 2. 25)		ネルコー ビューリタン ベネット エル
(65) 公表番号	特表2007-523732 (P2007-523732A)		エルシー
(43) 公表日	平成19年8月23日 (2007. 8. 23)		アメリカ合衆国 コロラド 80301,
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/006208		ボールダー, ガンパレル アベニュー
(87) 国際公開番号	W02005/082240		6 1 3 5
(87) 国際公開日	平成17年9月9日 (2005. 9. 9)	(74) 代理人	100107489
審査請求日	平成20年2月19日 (2008. 2. 19)		弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	10/787, 851	(72) 発明者	ノードストローム, ブラッド
(32) 優先日	平成16年2月25日 (2004. 2. 25)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 945
(33) 優先権主張国	米国 (US)		01, アラメダ, ヴァン プレン ス
			トリート 2811

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍を検出し、センサにおける電力消費を減少させるための技術

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パルス酸素濃度計センサにおける発光要素の駆動電流を制御する駆動インターフェースと、

該パルス酸素濃度計センサおよび該駆動インターフェースの周りに結合されたフィードバックループであって、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比としきい値との比較の結果に基づいて、該発光要素の駆動電流を動的に調整するフィードバックループと、

を含み、

該フィードバックループは、

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を算出するパルス検出ブロックであって、該パルス検出ブロックは、該パルス酸素濃度計信号の導関数の移動平均を算出することにより、第1の出力を生成し、該第1の出力の移動平均を算出することにより、第2の出力を生成し、該第2の出力の移動平均を算出することにより、第3の出力を生成し、該第3の出力の移動最小値および移動最大値を識別する、パルス検出ブロックと、

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比と該しきい値との比較を行う比較器と

を含み、

該パルス酸素濃度計信号は、該パルス酸素濃度計センサにおける光検出器によって生成される、パルス酸素濃度計システム。

【請求項 2】

前記パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が最大しきい値より大きい場合、前記フィ

10

20

ードバックループが前記発光要素の駆動電流を減少させ、該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が最小しきい値より小さい場合、該フィードバックループが該発光要素の駆動電流を増加させる、請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 3】

前記パルス検出ブロックは、前記第 3 の出力の移動最小値および移動最大値を該第 3 の出力の移動最小値および移動最大値のスケールされた合計と比較することにより、収縮期を識別する第 4 の出力を生成する、請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 4】

前記パルス酸素濃度計システムは、パルス認定テストを使用して誤検出を前記第 4 の出力から取り除くことにより、前記パルス酸素濃度計信号の信号成分を生成する、請求項 3 に記載のパルス酸素濃度計システム。

10

【請求項 5】

前記パルス酸素濃度計システムは、前記第 4 の出力における収縮期面積、幅、サブピークの数第 1 のしきい値と比較し、該第 4 の出力における拡張期面積、幅、サブピークの数第 2 のしきい値と比較し、収縮期面積および幅を拡張期面積および幅と比較し、パルス面積および幅を第 3 のしきい値と比較する、請求項 4 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 6】

前記パルス酸素濃度計システムは、前記信号成分を決定されたノイズ成分と比較することにより、前記信号 - ノイズ比を算出する、請求項 4 に記載のパルス酸素濃度計システム。

20

【請求項 7】

前記パルス酸素濃度計システムは、前記信号成分をノイズ成分と比較し、該ノイズ成分は、前記パルス酸素濃度計信号におけるノイズの連続的に更新される計測によって得られる、請求項 4 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 8】

前記パルス検出ブロックは、CPU、RAM、ROMの効率的アルゴリズムを使用してパルスを検出および認定する、請求項 4 に記載のパルス酸素濃度計システム。

【請求項 9】

パルス酸素濃度計センサにおける電力消費を減少させる方法であって、
該方法は、
該パルス酸素濃度計センサにおける発光要素の駆動電流を提供することと、
該パルス酸素濃度計センサにおける光検出器によって生成されたパルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することと、

30

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比としきい値との比較の結果に基づいて該発光要素の駆動電流を動的に調整することと

を含み、

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することは、

該パルス酸素濃度計信号の導関数の移動平均を算出することにより、第 1 の出力を生成することと、

40

該第 1 の出力の移動平均を算出することにより、第 2 の出力を生成することと、

該第 2 の出力の移動平均を算出することにより、第 3 の出力を生成することと、

該第 3 の出力の移動最小値および移動最大値を識別することと

をさらに含み、

該発光要素の駆動電流を動的に調整することは、

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が最小しきい値より小さい場合、該発光要素に提供される該駆動電流を増加させることと、

該パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が最大しきい値より大きい場合、該発光要素に提供される該駆動電流を減少させることと

をさらに含む、方法。

50

【請求項 10】

前記パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することは、
前記第 3 の出力の移動最小値および移動最大値を該第 3 の出力の移動最小値および移動最大値のスケールされた合計と比較することにより、収縮期を識別する第 4 の出力を生成することをさらに含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することは、
パルス認定テストを使用して誤検出を前記第 4 の出力から取り除くことにより、該パルス酸素濃度計信号の信号成分を生成することをさらに含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することは、
前記信号成分を決定されたノイズ成分と比較することにより、該信号 - ノイズ比を算出することをさらに含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定することは、
前記信号成分をノイズ成分と比較することをさらに含み、該ノイズ成分は、該パルス酸素濃度計信号におけるノイズの連続的に更新される計測によって得られる、請求項 11 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、心拍を検出し、センサおよび酸素濃度計システムにおける電力消費を減少させるための技術に関し、より詳細には、センサ信号における心拍をノイズから区別し、電力消費を減少させるために、パルスの信号 - ノイズ比に応答して、発光要素に提供された駆動電流を調整するための技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

パルス酸素測定は典型的には、動脈血におけるヘモグロビンの血中酸素飽和度、組織に供給する個々の脈拍の血液量、および、患者の個々の心拍に対応する脈拍の速度を含む（それらに限定されるわけではない）血液の様々な化学的特性を計測するために使用される技術である。

【0003】

これらの特徴の計測は、非侵襲センサの使用によって達成される。センサは、血液が組織を灌流する患者の組織の一部に光を散乱する発光ダイオード（LED）のような光源を有する。センサは、組織の中の様々な波長における光の吸収を光電測光にて感知する光検出器も有する。光検出器は、血液によって吸収される光の量を示すパルス酸素濃度計信号を生成する。吸収される光の量は、計測される血液成分の量を計算するために使用される。

【0004】

組織に散乱された光は、血液中に存在する血液成分の量を示す量において、血液によって吸収された一つ以上の波長として選択される。組織に散乱された、透過光線の量は、組織および関連する光の吸収における血液成分の変化する量に従って変化する。

【0005】

血中酸素レベルを計測するために、酸素濃度計センサは、典型的には、血中酸素飽和度を計測するための周知の技術に従い、少なくとも二つの異なる波長の光を生成するように適合される光源、および、それらの波長に感度の高い光検出器を有する。典型的なパルス酸素濃度計は、2つの異なる検出器信号を得るために2つのLEDを使用して、患者を赤色光と赤外光とで交互に照らす。

【0006】

光検出器によって生成されるパルス酸素濃度計信号は通常、酸素濃度計の電子部品によ

10

20

30

40

50

って、患者によって、および環境によって持ち込まれるノイズの構成要素を含む。ノイズの多い信号は低い信号 - ノイズ比を有する。パルス酸素濃度計は、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が低すぎる場合、血中酸素飽和度を正確に識別できない。

【 0 0 0 7 】

パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を改良するために、パルス酸素濃度計システムは一般的に、多大な量の電流を用いて L E D を駆動する。パルス酸素濃度計におけるサーボは一般的に、酸素濃度計がオーバレンジされず（すなわち、最大限のルールまで駆動されず）に、L E D を介して可能な限りの電流を駆動する。大きな駆動電流は、L E D により多くの光を生成させ、より多くの電力を消費させる。光検出器が L E D からの光をより多く感知できるため、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比はより高い。

10

【 0 0 0 8 】

パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を改良するために L E D の駆動電流を増加させることは、望まれない多大な量の電力をシステムに消費させる。多大な量の電力消費は、電池動作されている酸素濃度計システムに対して問題になり得る。

【 0 0 0 9 】

従って、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を否定的に妥協（c o m p r o m i s e）せず、少ない電力を消費するパルス酸素濃度計システムを提供することが望ましい。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

20

【 0 0 1 0 】

本発明は、センサからの信号における心拍を感知するための C P U サイクル効率的技術を提供する。センサ信号は、例えば、パルス酸素濃度計センサにおける光検出器によって生成されるパルス酸素濃度計信号になり得る。センサ信号の信号成分は、心臓サイクルのポテンシャル収縮期遷移を識別することによって計測される。収縮期遷移は、導関数平均値算出スキームを使用して検出される。平均導関数の移動最小値および移動最大値は、収縮期遷移を識別するために最小値と最大値のスケールされた（s c a l e d）合計と比較される。収縮期遷移は、センサ信号の信号成分に対応する。信号成分は、信号の信号 - ノイズ比を決定するためにノイズ成分と比較される。

【 0 0 1 1 】

30

本発明は、センサにおける電力消費を減少させるための技術も提供する。パルス酸素濃度計の信号 - ノイズ比が決定された後、信号 - ノイズ比はしきい値と比較される。比較の出力に応答して、センサにおける発光要素の駆動電流は、電力消費を減少させ、信号 - ノイズ比を信号処理のための十分なレベルにおいて維持するようにダイナミックに調整される。

【 0 0 1 2 】

本発明は、センサにおける環境ノイズの効果を減少させるために、トランスインピーダンス増幅器のゲインを感知および調整するための技術も提供する。ゲイン制御フィードバックループは、発光要素がオフしている場合、センサ信号の大きさを感知する。ゲイン制御ループは、トランスインピーダンス増幅器のゲインを効果的に制御するために、この情報を含み得る。

40

【 0 0 1 3 】

本発明の本質および利点の更なる理解のために、添付の図面と共に以下の説明が参照される。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

本発明の技術は、パルス酸素濃度計システムのコンテキストにおいて使用され得る。パルス酸素濃度計システムは、パルス酸素濃度計センサにおける光検出器からパルス酸素濃度計信号を受信する。図 1 は、本発明の実施形態に従って、パルス酸素濃度計システムのブロック図を示す。パルス酸素濃度計システムは、酸素濃度計センサ 1 0 1 を含む。

50

【 0 0 1 5 】

本発明の酸素濃度計センサは、発光要素の任意の適した数を使用できる。例えば、本発明のセンサは、1つ、2つ、3つ、または4つの発光要素を有し得る。図1の実施例においては、センサ101は、2つの異なる光の波長を放射する2つのLED110および111を有する。

【 0 0 1 6 】

センサ101は、光が患者の組織を通過した後にLED110および111からの光を感知する光検出器112も含む。パルス酸素濃度計システムは、フィードバックループ回路網110およびLED駆動インターフェース104も含む。フィードバックループ回路網110は、パルス検出ブロック102およびしきい値比較ブロック103を含む。

10

【 0 0 1 7 】

光検出器112は、パルス酸素濃度計信号をパルス検出ブロック102に送信する。パルス検出ブロック102は、収縮期(systolic)遷移を識別することによってパルス酸素濃度計信号の信号成分を計測するサーボを有する。以下に詳細に説明されるように、パルス検出ブロック102およびしきい値比較ブロック103は、LEDの駆動電流およびパルス酸素濃度計信号の信号-ノイズ比を制御するために、センサの周りにフィードバックループ110を形成する。

【 0 0 1 8 】

心拍は拡張期(diastolic)および収縮期に分けられ得る。収縮期は一般的に、心臓の収縮による値の急速な変化によって特徴付けられる。拡張期は一般的に、心室の緩和および補給による値の徐々な変化によって特徴付けられる。

20

【 0 0 1 9 】

パルス酸素濃度計信号における収縮期遷移は、以下に更なる詳細において説明される、3段階の最大および最小導関数(derivative)平均値算出スキームを使用して検出される。認定ルーチンは、次いで誤検出(false positive)を取り除くために使用される。結果的に生じるデータは、パルス酸素濃度計信号において、非収縮期から離された収縮期遷移を含む。

【 0 0 2 0 】

パルス検出ブロック102は次いで、パルス酸素濃度計信号の信号-ノイズ比のための値を生成するために、パルス酸素濃度計信号の収縮期部分の振幅をノイズ成分と比較する。次に、しきい値比較ブロック103は、パルス酸素濃度計信号が脈拍数(pulse rate)および酸素飽和を正確に算出するために使用され得るように、信号-ノイズ比が十分に高いか否かを決定するために、この信号-ノイズ比をしきい値レベルと比較する。多すぎるノイズは、信号における脈拍数および酸素飽和情報を不明瞭にする。ノイズは、信号を心拍数または酸素飽和を正確に算出するために使用できない段階まで下げ得る。

30

【 0 0 2 1 】

しきい値比較ブロック103は、好ましくは、2つのヒステリシスしきい値レベルを含む。この実施形態においては、しきい値比較ブロック103は、信号-ノイズ比が最大しきい値レベルより高いか、または最小しきい値レベルより低いかを感知する。例えば、最大しきい値レベルは信号-ノイズ比128:1を表し得、最小しきい値レベルは信号-ノイズ比8:1を表し得る。これらは単に、しきい値レベルの2つの例にすぎない。これらは、本発明の範囲を限定することを意図しない。LEDを可能な限り明るく駆動するため、従来の酸素濃度計システムは、例えば、信号-ノイズ比10,000:1以上において動作する。

40

【 0 0 2 2 】

信号-ノイズ比が最大しきい値レベルより高い場合、しきい値比較ブロック103は、LED電流を減少させるために信号をLED駆動インターフェース104に送信する。信号-ノイズ比の値に基づいて、しきい値比較ブロック103は、信号レベルを最小および最大しきい値レベル内に維持する一方、信号-ノイズ比を減らすためにLED駆動電流をどのくらい減少させる必要があるかを決定し得る。LED駆動インターフェース104は

50

、LED駆動電流をしきい値比較ブロック103によって示される値に減らすことによって応答する。

【0023】

フィードバックループは、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を連続的にモニタし、信号 - ノイズ比が最大しきい値より低くなるまでLED駆動電流および続くシステムゲインをダイナミックに調整する。酸素濃度計システムは、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を許容範囲内にて維持する一方、LED駆動電流を実質的に減少させることによって電力を削減する（従来のシステムと比較して）。

【0024】

信号 - ノイズ比は多数の理由のため、落ちすぎることもある。例えば、パルス酸素濃度計におけるノイズは増加し得、または患者の血中酸素飽和が減少した場合、信号成分の強さは減少し得る。いかなる場合においても、図1のシステムは、パルス酸素濃度計信号の大きさが小さすぎる場合に感知し、それに応じてLED駆動電流を増加させる。

10

【0025】

信号 - ノイズ比が最小しきい値レベルより低い場合、しきい値比較ブロック103は、LED電流を増加させるために信号をLED駆動インターフェース104に送信する。信号 - ノイズ比の値に基づいて、しきい値比較は、信号を最小および最大しきい値レベル内に維持する一方、信号 - ノイズ比を増加させるためにLED駆動電流をどのくらい増加させる必要があるかを決定し得る。LED駆動インターフェース104は、LED駆動電流をしきい値比較システムによって示される値まで増加させることによって応答する。

20

【0026】

フィードバックループは、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を連続的にモニタし、信号 - ノイズ比が最小しきい値レベルより高くなるまでLED駆動電流をダイナミックに調整する。最小しきい値は、脈拍数および酸素飽和が正確に算出され得るための信号 - ノイズ比に対する最小許容値を示す。

【0027】

信号 - ノイズ比が最大と最小しきい値レベルとの間である場合、酸素濃度計システムは、LED駆動電流を安定した値において維持する。酸素濃度計システムは、パルス酸素濃度計信号がしきい値の範囲外に移動するまでは平衡を維持する。従って、本発明の酸素濃度計システムは、図1において示されるように、ダイナミックなフィードバックループを含む。ダイナミックなフィードバックループは、血中酸素飽和レベルを正確に算出する目的に対して、センサにおける電力消費を減少させるためにLEDの駆動電流を自動的に調整し、信号 - ノイズ比を許容レベルにおいて維持する。

30

【0028】

本発明の好ましい実施形態に従って、パルス検出ブロック102におけるサーボのためのハードウェアは、LED駆動104がLEDを駆動するために試みる電力とLEDによって実際生成される放射出力電力との間における予測可能な関係を維持する。入力と出力電力との間における予測可能な関係を提供することによって、フィードバックループは、サーボのより少ない実行を必要として、かなりの少ない時間においてパルス酸素濃度計信号から酸素飽和を得る可能性が高い。

40

【0029】

パルス酸素濃度計信号のゲインが増加されるとき、信号成分は通常、ノイズ成分より速く増加する（少なくとも最も高いゲイン設定より低い段階まで）。パルス酸素濃度計信号のゲインを増加させることが、特定のシステムにおける信号 - ノイズ比に与える効果は、理解されるべきである。ゲインの所定の組み合わせは、より多くのノイズをパルス酸素濃度計信号において存在させ得る。従って、パルス検出ブロックにおけるゲインステージは、好ましくは、ゲイン - ノイズ可変の特性を利用する。

【0030】

例えば、アナログ - デジタル変換器を使用してサンプリングされる光検出器からの信号は、ゲインブロックに与えられる。ゲインブロックは、周知の応答を得るためにいくつか

50

のゲインステージを含む。ノイズは各ゲインステージにおいて計測され、次いで信号 - ノイズ比を算出するために後の使用に対して格納される。

【0031】

酸素濃度計センサによって生成されるパルス酸素濃度計信号の収縮期部分を識別するための技術は、ここにおいて説明される。本発明の収縮識別は、心臓収縮期イベントを検出するために3段階の最大および最小導関数平均値算出スキームを使用する。

【0032】

図2は、パルス酸素濃度計信号の収縮期を識別するための一方法を示す。第1のステップ201においては、パルス酸素濃度計信号の導関数の移動平均が見い出される。第2のステップ202においては、第1のステップ201の出力の移動平均が見い出される。第3のステップ203においては、第2のステップ202の出力の移動平均が見い出される。

10

【0033】

次に、ステップ204において、第3のステップの移動最大および移動最小の出力が見い出される。ステップ205において、収縮遷移は、この移動最小値および移動最大値を、移動最小値と最大値とのスケールされた合計と比較することによって検出される。例えば、移動最小値と最大値とのスケールされた合計は、最小と最大の移動平均の分数合計 (fractional sum) になり得る。

【0034】

ステップ204の最小出力が最大と最小移動平均の分数合計より少ない場合、システムは、パルス酸素濃度計信号が収縮に入っていると決定する。ステップ204の最小出力が最大と最小の移動平均の分数合計より多くなる場合、システムは、パルス酸素濃度計信号が収縮から出ていると決定する。

20

【0035】

2つの予め決定された分数合計は、任意の適した値になるように選択され得る。特定の例としては、システムは、最小導関数出力が第3のステージの最小と最大移動平均の合計の1/16より少なくなる場合、パルス酸素濃度計信号が収縮に入っていると決定し得る。他の例としては、システムは、最小導関数出力が第3のステージの最小と最大移動平均の合計の1/8より多くなる場合、パルス酸素濃度計信号が収縮から出ていると決定し得る。これらの2つ例は、本発明の範囲を限定することを意図しない。多数の他の分数値も、収縮遷移を識別するために使用され得る。

30

【0036】

本発明のこれらの技術は、CPU、RAM、およびROM効率的アルゴリズムを使用してパルスを検出および認定し得る。最小プロセッサ資源は、従来の酸素濃度計技術に対して比較できるレベルの飽和および脈拍数性能を用いて、酸素測定算出を実行することが要求される。

【0037】

これらの算出の結果に対する例示的波形は、図3Aにおいて示される。波形303は、パルス酸素濃度計信号の導関数の実施例である。波形301および304は、それぞれ、パルス酸素濃度計信号の最小と最大移動平均の実施例である。波形302は、3段階の移動平均の出力信号の実施例である。

40

【0038】

移動平均の出力は、パルス酸素濃度計信号の導関数の平滑された (smoothed) および遅延されたバージョンである。最小出力は、負方向トレンドを追跡し、正方向トレンドを遅れさせる。最大出力は、正方向トレンドを追跡し、負方向トレンドを遅れさせる。これらの関係は、正の心臓収縮期を検出するための鍵である。

【0039】

図3Bは、第3のステージの最小と最大移動平均の合計の1/16を表す波形313とともに、最小移動平均301の実施例を示す。図3Bは、第3のステージの最小と最大移動平均の合計の1/8を表す波形312の実施例も示す。

50

【 0 0 4 0 】

本発明の一実施形態に従って、波形 3 1 2 および 3 1 3 は、ステップ 2 0 5 において、パルス酸素濃度計信号の収縮期を識別するために最小移動平均波形 3 0 1 と比較される。代替的に、最小および / または最大移動平均に対する他のスケールされた合計は、パルス酸素濃度計信号における収縮期を識別するために使用され得る。信号 3 0 1 における収縮の始まりおよび終わりは、図 3 B において識別される。信号 3 0 1 と信号 3 1 2 / 3 1 3 の交差点との間における期間は、収縮期を規定する。

【 0 0 4 1 】

オリジナル酸素濃度計信号 3 2 0 に適用された場合における収縮期識別が、図 3 C に示される。収縮期は、パルス酸素濃度計信号 3 2 0 のピーク (すなわち、最大値) と次の谷間 (すなわち、最小値) との間における期間を含む。次のパルスの重複切痕 (d i c h r o t i c n o t c h) とともに実際の収縮期は、図 3 C において識別される。

10

【 0 0 4 2 】

収縮期が識別された後、ステップ 2 0 6 において、典型的な生理学的パルス特性に基づいて、独自のパルス認定テストが収縮パルスに適用される。完全なパルス認定テストは、誤検出の収縮期検出 (例えば、重複切痕) および不十分な信号 - ノイズ比を有するパルスを取り除く。ステップ 2 0 5 において、誤検出は、収縮期遷移として偽って識別される信号の一部である。パルス認定は、ステップ 2 0 5 において識別された誤検出を取り除くために、ステップ 2 0 6 において使用される。図 2 のステップは、ソフトウェアまたはハードウェアにおいて実施され得る。

20

【 0 0 4 3 】

パルス認定テストは、パルス酸素濃度計信号における心拍を認定する。パルス認定テストは、脈拍数および血中酸素飽和を計測するために使用される、十分な信号 - ノイズ比を有する心拍を識別するために設計される。パルス認定テストは、従来のパルス認定技術を含む任意の数の技術を含み得る。

【 0 0 4 4 】

本発明の特定の実施形態に従うパルス認定テストの一部の例は、ここにおいて説明される。認定は、特別なパルス特性と決定されたしきい値との比較である。例えば、パルス認定は、収縮期面積、幅、およびサブピークの数に固定されたしきい値と比較する。拡張期面積、幅、およびサブピーク数は、しきい値と比較される。パルス面積および幅は、しきい値と比較される。上記された全ては、最後に検出される N パルスと個別に比較される。

30

【 0 0 4 5 】

これらの認定を通過するパルスは、脈拍数を計測するために使用され得る。収縮期を酸素飽和算出のために認定するために、以下の追加の認定が使用される。赤外パルスと赤パルス検出との間の遅延 / リードタイムは、比較される。パルスのサイズは、認定された N パルスと比較される。赤外信号と赤信号との間の移動平均の最良適合ラインプロットの統計的有効係数は、固定されたしきい値と比較される。飽和変化率は固定されたしきい値と比較される。これらの追加の認定を通過するパルスは、酸素飽和を計測するために使用され得る。

40

【 0 0 4 6 】

パルス認定テストが誤検出を取り除いた後、収縮期が識別される。収縮期は、パルス酸素濃度計信号の信号成分を表す。パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比は、収縮期の強さをパルス酸素濃度計信号のノイズ成分と比較することによって算出される。

【 0 0 4 7 】

一実施形態に従って、パルス酸素濃度計センサのノイズ成分は、様々なゲイン値におけるパルス酸素濃度計信号にあるノイズを計測する個別の器具を使用して、予め算出される。計測されたノイズ成分は、次いで後の使用のためにメモリに格納される。格納されたノイズ成分は、次いで、パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比を決定するために、特定のゲイン値に対する収縮期パルスのサイズと比較される。

50

【 0 0 4 8 】

他の実施形態に従って、パルス酸素濃度計システムのノイズのダイナミックな計測がされる。これらのノイズ計測は、電子ノイズ、環境光による環境ノイズ、および/または患者によるノイズ(例、動き)を含み得る。ダイナミックなノイズ計測は、パルス酸素濃度計センサの動作中、連続的に更新される。更新されたノイズ成分は、パルス酸素濃度計信号のより正確な信号 - ノイズ比を算出するために、パルスと連続的に比較される。

【 0 0 4 9 】

パルス酸素濃度計信号の信号 - ノイズ比が一度算出されると、信号 - ノイズ比が許容範囲内に入るか否かの決定がされる。許容範囲は、酸素飽和および脈拍数を正確に算出するために、適切なノイズ成分に基づいて選択される。比率が許容範囲外であった場合、図 1 に関連して上述されたフィードバックループは、LED 駆動電流が信号 - ノイズ比を許容範囲内まで持ってくるように調整する。

10

【 0 0 5 0 】

本発明は、特に患者の動作妨害の存在において、信号の酸素飽和を得および維持するために、多数の従来技術より少ないサーボ実行を必要とする利点を有する。多数の従来の酸素濃度計システムにおいては、LED は大きな電流を用いて駆動され、パルス酸素濃度計信号は、その全システムのダイナミックな範囲を満たす。酸素濃度計信号は、患者が動き始めるとすぐにシステムの電流ダイナミックレンジを超え、信号は効果的に失われる(すなわち、フラットライン、無効信号)。追加のサーボ実行は、信号を再度得ることが要求される。サーボが実行している間、センサ信号は利用不可能である。従って、酸素濃度計は、パルス酸素濃度計信号から脈拍数または酸素飽和数据を算出できない。

20

【 0 0 5 1 】

逆に、本発明においてLED 駆動電流は、実質的に減少される。LED 駆動電流においてカットバックすることによって信号が大幅に減少されるため、ダイナミックレンジは、パルス酸素濃度計信号のサイズと比較して大幅に増大される。酸素濃度計信号は、ここにおいて、追加のサーボ実行またはLED 設定に対する変化を必要とせずに、ダイナミックレンジ内にて更に動き回ることができる。本発明において、患者は、サーボに信号を再度得るための試みにおいて実行させずに、活発に動き回ることができる。本発明の技術は、酸素濃度計システムが患者の動作に対して更に寛大であることを可能にし得る。

【 0 0 5 2 】

パルス検出ブロック 1 0 2 は、トランスインピーダンス (I - V) 増幅器または図 4 に示されるように、光検出器 1 1 2 からの電流信号を電圧信号に変換する変換器 4 0 1 を含み得る。環境における環境光は、DC バイアス成分をパルス酸素濃度計信号に追加する。このDC バイアスは、パルス酸素濃度計信号をトランスインピーダンス増幅器のダイナミックレンジのレールに対して高く、近くにシフトする。

30

【 0 0 5 3 】

本発明の実施形態に従って、LED 1 1 0 ~ 1 1 1 がセンサ 1 0 1 に入る環境光および/またはノイズの連続的、リアルタイム計測を提供するためにオンまたはオフのどちらかの場合において、アナログ - デジタル (A - D) 変換器 4 0 2 は、トランスインピーダンス増幅器 4 0 1 の出力信号をサンプリングする。この特徴は、A - D 変換器 4 0 2 の出力において、信号の大きさに対する情報を提供するためにも使用され得る。

40

【 0 0 5 4 】

A - D 変換器 4 0 2 からの信号の大きさに対する情報は、ゲイン制御フィードバックループ 4 0 3 を介してフィードバックされ、トランスインピーダンス増幅器 4 0 1 に対する適切なゲインを選ぶために使用される。例えば、ゲイン制御フィードバックループ 4 0 3 は、信号における環境DC バイアスの効果を減少および/または適応させるために、トランスインピーダンス増幅器 4 0 1 のトランスインピーダンスゲインに増加または減少させる。このリアルタイム計測は、センサ - オフ状態を決定し、電子および光ノイズを計測し、信号における過度を検出し、および患者の動きを検出するためにも使用され得る。

【 0 0 5 5 】

50

センサの通常動作の間、LEDは、環境光および他のノイズ源の連続的（多重化された）、リアルタイム計測を提供するために、任意の所望の方法においてパルス - オンおよびパルス - オフされ得る。例えば、1つの赤LEDおよび1つの赤外LEDは、以下の方法において交互にオンおよびオフされ得る。赤LEDがオンし赤外LEDがオフし、次いで赤LEDがオフし赤外LEDがオンし、次いで両方のLEDがオフし、次いで赤LEDがオンし赤外LEDがオフし、等、この順序が繰り返される。他の例として、1つの赤LEDおよび1つの赤外LEDは、以下のように交互にオンおよびオフされ得る。赤LEDがオンし赤外LEDがオフし、次いで両方のLEDがオフし、次いで赤LEDがオフし赤外LEDがオンし、次いで両方のLEDがオフし、次いで赤LEDがオンし赤外LEDがオフし、等、この順序が繰り返される。これらのパターンは、本発明の範囲を限定することを意図しない例である。

10

【0056】

シグマ - デルタ変調器410も、トランスインピーダンス増幅器402の出力信号を受信する。変調器410は、光検出器からの信号を別々の赤および赤外成分に復調する。復調機能は、マイクロコントローラによって実行されるソフトウェアまたはファームウェアプログラムを使用して、デジタルドメインにおいて実行され得る。Multi - Bit ADC With Sigma - Delta Modulationの更なる詳細は、本明細書中に援用され、同時に出願された、Ethan Petersenらによる同一出願人に係る、同時係属の米国特許出願_____（代理人整理番号第009103 - 020300US号）において説明される。

20

【0057】

当業者によって理解されるように、本発明は、その本質的特性から逸脱することなく、他の特定の形式において具体化され得る。従って、前述の記載は、例示することを意図されており、請求の範囲において説明される本発明の範囲を制限しない。

【0058】

例えば、図4に示されるパルス検出ブロック102における構成要素は、パルス酸素濃度計システム以外のシステムにおいて実施され得る。これらの構成要素は、他の種類のセンサからの信号におけるノイズの効果も減少し得る。

【図面の簡単な説明】**【0059】**

30

【図1】図1は、本発明の実施形態に従う、減少された電力消費を有するパルス酸素濃度計システムのブロック図を示す。

【図2】図2は、本発明の実施形態に従う、パルス酸素濃度計信号の収縮期を識別するための処理を示すフローチャートである。

【図3】図3A ~ 図3Cは、本発明の実施形態に従う、収縮期遷移がパルス酸素濃度計信号においてどのように識別されるかを示すグラフである。

【図4】図4は、本発明の実施形態に従う、トランスインピーダンス増幅器、シグマ - デルタ変調器、アナログ - デジタル変換器、およびゲイン制御フィードバックループを有するパルス酸素濃度計システムの一部を示す。

【図1】

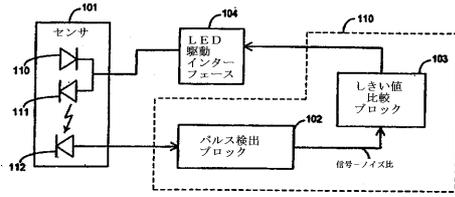


FIG. 1

【図2】

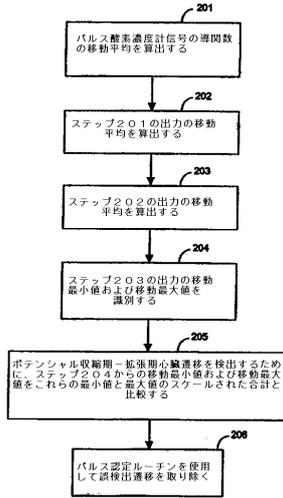


FIG. 2

【図4】

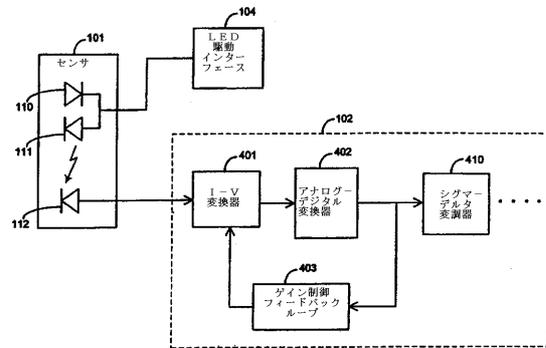


FIG. 4

【図3】

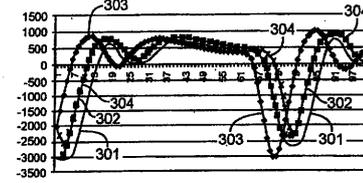


FIG. 3A

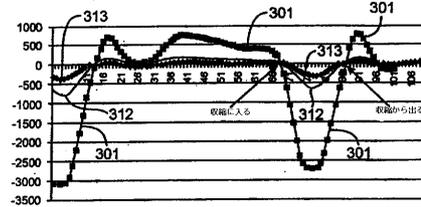


FIG. 3B

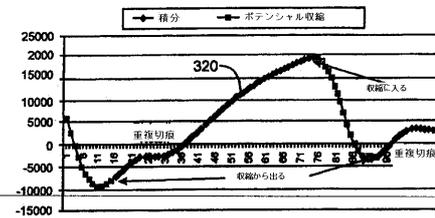


FIG. 3C

フロントページの続き

- (72)発明者 シェイ, ウィリアム
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94550, リバーモア, フィンドレイ ウェイ 404
9
- (72)発明者 ペターセン, イーサン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94546, カストロ バレー, ソーンバリー アベニュー
- 18968

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特表平08-502434(JP,A)
特開平07-171139(JP,A)
特表平06-507485(JP,A)
特表2002-525151(JP,A)
特表2002-514490(JP,A)
特表2003-510722(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/1455

专利名称(译)	用于检测心跳并降低传感器功耗的技术		
公开(公告)号	JP4756027B2	公开(公告)日	2011-08-24
申请号	JP2007501032	申请日	2005-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	内尔科尔普里坦贝内特公司		
申请(专利权)人(译)	Nerukoa清教徒贝内特公司		
当前申请(专利权)人(译)	Neruko清教徒贝内特LLC		
[标]发明人	ノードストロームブラッド シェイウィリアム ペターセンイーサン		
发明人	ノードストローム, ブラッド シェイ, ウィリアム ペターセン, イーサン		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/02416 A61B5/7207 A61B5/7239 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B5/14.322		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	10/787851 2004-02-25 US		
其他公开文献	JP2007523732A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了用于感测来自传感器的信号中的心脏脉冲的低功率技术。脉冲检测模块检测传感器信号并确定其信噪比。在将信噪比与阈值进行比较之后，动态调整传感器中的发光元件的驱动电流以降低功耗，同时将信噪比保持在适当的水平。可以通过识别收缩期转变来测量传感器信号的信号分量。使用最大和最小导数平均方案检测收缩期转变。将移动最小值和移动最大值与移动最小值和移动最大值的缩放总和进行比较，以识别收缩过渡。一旦识别出信号分量，就将信号分量与噪声分量进行比较，以计算信噪比。

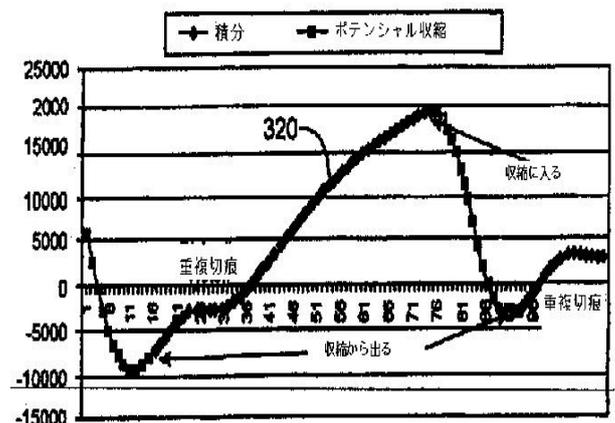


FIG. 3C