

(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2007-527772

(P2007-527772A)

(43) 公表日 平成19年10月4日(2007.10.4)

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01) A 6 1 B 5/14 3 2 2 4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-502901 (P2007-502901)
 (86) (22) 出願日 平成17年3月7日(2005.3.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年8月30日(2006.8.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2005/007406
 (87) 国際公開番号 W02005/087095
 (87) 国際公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)
 (31) 優先権主張番号 10/796,559
 (32) 優先日 平成16年3月8日(2004.3.8)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

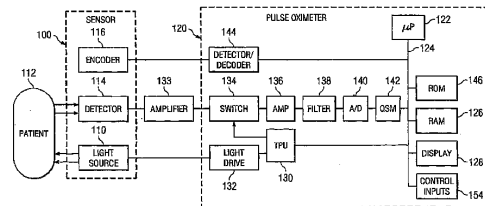
(71) 出願人 304036651
 ネルコアー ビューリタン ベネット インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 94588,
 プレザントン, ハシェンダドライブ 4280
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号品質測定基準に基づいたパルス酸素濃度計のためのアンサンブル平均重みの選択

(57) 【要約】

酸素濃度計における信号をアンサンブル平均する方法およびシステムであって、光の二つの異なる波長に対応する血液灌流組織からの第1および第2の電磁放射信号を受信することと、電磁信号の信号の質の評定を得ることと、信号の質の評定を用いて、アンサンブルアベレージャに対する重みを選択することと、アンサンブルアベレージャを用いて、電磁信号をアンサンブル平均することとを包含する。該重みを選択することは、信号の不整脈の程度の測度、第1および第2の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度、信号の長期平均パルス振幅に対する電流パルス振幅のレシオを得ることによつての、モーション・アーチファクトの程度の測度、信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオ、および信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオからなる群より選択された一つ以上のパラメータの組み合わせを形成することを含み得る。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

酸素濃度計におけるアンサンブル平均信号の方法であって、
光の二つの異なる波長に対応する血液灌流組織からの第 1 および第 2 の電磁放射信号を受信することと、
該電磁信号の信号の質の評定を得ることと、
該信号の質の評定を用いて、アンサンブルアベレージャに対する重みを選択することと、
該アンサンブルアベレージャを用いて、該電磁信号をアンサンブル平均することとを包含する、方法。

10

【請求項 2】

前記信号の質の評定を得ることが、該信号の不整脈の程度の測度を得ることを包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記信号の質の評定を得ることが、前記第 1 および前記第 2 の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度を得ることをさらに包含する、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記信号の質の評定を得ることが、前記信号において存在するモーション・アーチファクトの程度の測度を得ることをさらに包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記モーション・アーチファクトの程度の測度を得ることが、前記信号の長期平均パルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得ることを包含する、請求項 4 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記信号の質の評定を得ることが、前記信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得ることを包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記信号の質の評定を得ることが、単一のパルスに対する信号の全体的な質の測定基準の程度の測度を得ることを包含し、該測定基準がそれ自体、いくつかの他の測定基準の組み合わせである、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記信号の質の評定を得ることが、前記信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオを得ることを包含する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記重みを選択することが、前記信号の不整脈の程度の測度、前記第 1 および前記第 2 の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度、前記信号の長期平均パルス振幅に対する電流パルス振幅のレシオを得ることによっての、モーション・アーチファクトの程度の測度、前記信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオ、および、前記信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオ、からなる群より選択された一つ以上のパラメータの組み合わせを形成することを包含する、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 10】

酸素濃度計におけるアンサンブル平均信号のための装置であって、
光の二つの異なる波長に対応する血液灌流組織からの第 1 および第 2 の電磁放射信号を受信する手段と、
該電磁信号の信号の質の評定を得る手段と、
該信号の質の評定を用いて、アンサンブルアベレージャに対する重みを選択する手段と、
該重みを用いて、該電磁信号をアンサンブル平均するアンサンブルアベレージャとを備える、装置。

50

【請求項 1 1】

前記信号の質の評定の得る手段が、該信号の不整脈の程度の測度を得るように構成されている、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 2】

前記信号の質の評定を得る手段が、前記第 1 および前記第 2 の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度を得るようにさらに構成されている、請求項 1 1 に記載の装置。

【請求項 1 3】

前記信号の質の評定を得る手段が、前記信号に存在するモーション・アーチファクトの程度の測度を得るように構成されている、請求項 1 0 に記載の装置。

10

【請求項 1 4】

前記信号の質の評定を得る手段が、前記信号の長期平均振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得るようにさらに構成されている、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 5】

前記信号の質の評定を得る手段が、前記信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得るように構成されている、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記信号の質の評定を得る手段が、単一のパルスに対する信号の全体的な質の測定基準の程度の測度を得るように構成されており、該測定基準がそれ自体、いくつかの他の測定基準の組み合わせである、請求項 1 0 に記載の装置。

20

【請求項 1 7】

前記信号の質の評定を得る手段が、前記信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオを得るように構成されている、請求項 1 0 に記載の装置。

【請求項 1 8】

前記重みを選択する手段が、前記信号の不整脈の程度の測度、前記第 1 および前記第 2 の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度、前記信号の長期平均パルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得ることによっての、モーション・アーチファクトの程度の測度、前記信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオ、および、前記信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオ、からなる群より選択された一つ以上のパラメータの組み合わせを形成するように構成されている、請求項 1 0

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は一般に酸素濃度計に関する。より詳細には、パルス酸素濃度計からの検出された信号を含む信号のアンサンブル平均のために使用される、アンサンブル平均重みの選択に関する。

【背景技術】**【0002】**

パルス酸素濃度計は典型的には、動脈血におけるヘモグロビンの血中酸素飽和度、および、患者の脈拍の速度を含む血液の様々な特性を測定するために使用される。これらの特徴の測定は、非侵襲センサの使用によって達成される。その非侵襲センサは、血液が灌流する患者の組織の一部に光を通過させ、そのような組織における光の吸収および散乱を光電測光にて感知する。吸収され散乱された光の量は、技術的に周知である様々なアルゴリズムを使用して、組織における血液成分の量を推定するために使用される。パルス酸素濃度測定における「パルス」とは、心臓周期の間、組織における動脈血の、時間とともに変化する量に由来する。感知式光学測定から処理される信号は、よく知られたプレチスモグラフィの波形であり、それは、血液が灌流する患者の組織の一部を介した光学的エネルギーの周期的な減衰に対応する。

40

【0003】

50

アンサンブル平均は、一時的な平均スキームであり、重み係数の使用を含む。パルス酸素濃度計において、アンサンブル平均は、新しいサンプルの重み平均および一つ前のパルス周期からのアンサンブル平均サンプルを計算するために使用される。アンサンブル平均のために選択および/または使用される重みは、アンサンブル平均プロセスに相当の影響を与える。そのような重みは画一的に選択され得るか、または、アンサンブル平均される信号の特性に基づき得る。例えば、Conlonの特許文献1はアンサンブル平均を開示しており、そこで、異なる重みが異なるパルスに割り当てられ、合成の平均化されたパルス波形は酸素飽和度を計算するために使用される。アンサンブル平均重みを調整するためのConlonの信号測定基準(metric)は、モーション・アーチファクトの度合いの測定、低灌流の度合いの測定(例えば、閾値以下のパルス振幅)、および脈拍数に基づく。

10

【0004】

しかしながら、パルス酸素濃度計からの検出された波形を含む信号をアンサンブル平均するために使用されるアンサンブル平均重みの選択のための、より柔軟でより強力な方法を提供することが所望される。

【特許文献1】米国特許第4,690,126号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、パルス酸素濃度計からの、検出された波形に対応する信号のアンサンブル平均のために使用されるアンサンブル平均重みの選択に関する。アンサンブル平均重みの選択は、様々な信号の質の測定基準またはインジケータの一つ以上または組み合わせに基づく。一実施形態において、本発明はパルス酸素濃度計における信号をアンサンブル平均する方法を提供する。該方法は、光の二つの異なる波長に対応する血液灌流組織からの第1および第2の電磁放射信号を受信することと、該電磁信号の信号の質の評定を得ることと、該信号の質の評定を用いて、アンサンブルアベレージャに対する重みを選択することと、該アンサンブルアベレージャを用いて、該電磁信号をアンサンブル平均することを含む。

20

【0006】

一局面において、アンサンブル平均重みの選択は、様々な信号の質のインジケータの評定および使用を含み、ここで、重みを選択することが、主に以下の信号の質のパラメータ：信号の不整脈の程度の測度、第1および前記第2の電磁放射信号間における類似性または相関の程度の測度、信号の長期平均パルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを得ることによっての、モーション・アーチファクトの程度の測度、信号の以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオ、および、信号の平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオ、のうちの一つ以上の組み合わせを形成することを含む。

30

【0007】

本発明の実施形態の性質および利点の完全なる理解のために、添付の図面に関連して記載された詳細な記載への参照がなされるべきである。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0008】

本発明の実施形態に従った方法およびシステムは、パルス酸素濃度計からの検出された波形に対応する信号をアンサンブル平均するために使用されるアンサンブル平均重みの選択に関する。アンサンブル平均重みの選択は、様々な信号品質測定基準またはインジケータの一つ以上の組み合わせに基づく。本発明の実施形態は特に、パルス酸素濃度計モニタおよびパルス酸素濃度測定センサなどにおける、動脈血およびパルスレートまたは心拍数におけるヘモグロビンの酸素飽和度の測定に対し応用可能であり、この測定の参照により説明される。しかしながら、認識すべきは、本発明の実施形態は、ECG、血圧などの、任意の一般的な患者モニタおよび関連する患者センサに等しく応用可能であることであり、従って、非酸素濃度測定またはパルス酸素濃度測定装置にもまた応用可能である。

50

【0009】

典型的なパルス酸素濃度計は二つの生理学的パラメータ、すなわち、動脈血ヘモグロビンの酸素飽和率 (SpO_2 または sat) および脈拍数を測定する。酸素飽和度は様々な技術を用いて推定され得る。一つの一般的な技術において、光検出器によって生成される光電流は調整され、赤 (red) 信号から赤外 (IR) 信号の変調レシオのレシオ (レシオオブレシオ ($ratio\ of\ ratios$)) を決定するために処理される。この変調レシオ ($ratio$) は、動脈酸素飽和度と良く相関することが観察されている。パルス酸素濃度計およびセンサは、一組の患者、健康な被験者、または動物における、インピボで測定された動脈酸素飽和度 (SpO_2) の範囲に亘る変調レシオを測定することによって、経験的に較正され得る。観察された相関は、患者の変調レシオの測定値に基づき、血中酸素飽和度 (SpO_2) を推定するために、逆の方法において使用される。変調レシオを使用した酸素飽和度の推定は、米国特許第 5,853,364 号、「METHOD AND APPARATUS FOR ESTIMATING PHYSIOLOGICAL PARAMETERS USING MODEL-BASED ADAPTIVE FILTERING」(発行日、1998年12月29日)、および米国特許第 4,911,167 号、「METHOD AND APPARATUS FOR DETECTING OPTICAL PULSES」(発行日、1990年3月27日)に記載され、その両方が、あらゆる目的に対してその全体において、参照により、本明細書において援用される。酸素濃度飽和度と変調レシオとの間の関係は、例えば、米国特許第 5,645,059 号、「MEDICAL SENSOR WITH MODULATED ENCODING SCHEME」(発行日1997年7月8日)に記載され、あらゆる目的に対してその全体において、参照により、本明細書において援用される。多くのパルス酸素濃度計は、第1に決定された飽和度または脈拍数を有するプレチスムグラフ信号を抽出するが、それらの両方が干渉を受け易い。

10

20

【0010】

図1は本発明の実施形態をインプリメントするように構成され得るパルス酸素濃度計の一実施形態のブロック図である。本発明の実施形態は、以下に記載されるように、マイクロプロセッサ122によって実行されるデータ処理アルゴリズムとしてインプリメントされ得る。光源110からの光は血液が灌流する組織112を通過し、散乱し、光検出器114によって、検出される。光源および光検出器を含むセンサ100はまた、光源110の波長を示す信号を提供するエンコーダ116を含み得、それにより、酸素濃度計は酸素飽和度を計算するための適切な較正係数を選択することができる。エンコーダ116は、例えば、抵抗であり得る。

30

【0011】

センサ100はパルス酸素濃度計120に接続される。酸素濃度計は内部バス124に接続されるマイクロプロセッサ122を含む。また、RAMメモリ126およびディスプレイ128がバスに接続される。時間処理ユニット(TPU)130はタイミング制御信号を光駆動回路132に提供し、その光駆動回路132は光源110が照射されたときで、多数の光源が使用される場合、異なる光源に対する多数のタイミングを制御する。TPU130はまた、増幅器133およびスイッチング回路134を介して、光検出器114から信号のゲートイン($gating-in$)を制御する。これらの信号は適切な時間にサンプリングされ、それは、多数の光源が使用される場合、多数の光源のうちどの光源が照射されるかに依存する。受信された信号は、増幅器136、ローパスフィルタ138、およびアナログ-デジタル変換器140を通過する。デジタルデータは、次いで、キューシリアルモジュール(QSM)142に格納され、QSM142が満たされると、RAM126へ後にダウンロードされる。一実施形態において、受信された多数の光波長またはスペクトルのための別個の増幅器、フィルタ、およびA/D変換器の多数の平行経路が存在し得る。

40

【0012】

光検出器114によって受信された光に対応する受信された信号の値に基づき、マイク

50

ロプロセッサ 122 は、様々なアルゴリズムを用いた酸素飽和度を計算する。これらのアルゴリズムは係数を必要とし、その係数は、例えば、使用される光の波長に対応して経験的に決定され得る。これらは ROM 146 に格納される。二波長システムにおいて、任意の対の波長スペクトルに対して選択された係数の特定のセットは、特定のセンサ 100 における特定の光源に対応するエンコーダ 116 によって指示される値によって決定される。一実施形態において、多数の抵抗値は異なる係数のセットを選択するように割り当てられ得る。別の実施形態において、同じ抵抗は、近赤源 (near red source) または遠赤源 (far red source) のいずれかを用いて対となった赤外線源に対して適切な係数の中から選択するように使用される。近赤または遠赤のセットどちらが選択されるかは、制御入力部 154 からの制御入力を用いて選択され得る。制御入力部 154 は、例えば、パルス酸素濃度計上のスイッチ、キーボード、リモートホストコンピュータからの命令を提供するポートであり得る。さらに、任意の数の方法またはアルゴリズムは、患者の脈拍数、酸素飽和度、または任意の他の所望される生理学的パラメータを決定するために使用され得る。

【0013】

上記で説明された例示的なパルス酸素濃度計の簡潔な記載は、アンサンブルアベレージャ (averager) に対しての、アンサンブル平均重みを調整する方法を記載するための基礎として役に立つ。それは、図 2 に関連して以下において記載される。

【0014】

本発明の実施形態は、パルス酸素濃度計を動作する目的のために、光信号を処理するために使用されるより大きな信号処理システムの一部としてインプリメントされ得る。そのような信号処理システムは図 2 に示され、それは、本発明の一実施形態に従ったパルス酸素濃度計の信号処理アーキテクチャであるブロック図 200 である。本発明の実施形態に従った信号処理アーキテクチャ 200 は、パルス酸素濃度計のプロセッサによって実行されるソフトウェアアルゴリズムとしてインプリメントされ得る。酸素飽和度および脈拍数を計算することに付け加えて、システム 200 はフィルタ重み係数を決定するために使用される様々な信号測定基準を測定する。信号測定基準は、パルスがプレチスモグラフまたはノイズであり得るかどうかを示すものである。信号測定基準は、例えば、頻度 (人間の心拍数 (heart rate) の範囲内である)、形 (心臓のパルス (cardiac pulse) のような形)、立ち上がり時間などに関連され得る。図 2 に示されるシステムは酸素飽和度および脈拍数の両方を計算する。システム 200 はまた、静脈の脈拍ならびにセンサーオフおよびパルス損失状態を検出するために使用され、以下に別個に記載される。

【0015】

(I. 酸素飽和度計算)

ブロック 202 は、信号調整ブロックの動作を表す。デジタル化された赤および赤外信号または波形は、このブロックにおいて、(1) 一階微分をし、ベースラインシフトを取り除く、(2) 固定係数を用いてローパスフィルタリングをする、および (3) レシオを保存するために DC 値によって分割する、ことによって受信され、調整される。信号調整サブシステムの機能は、人間のプレチスモグラフにおいて生じるより高い周波数を強調し、モーションアーチファクトが通常、集中される低周波数を減衰する。信号調整サブシステムは、初期化の間に識別されたハードウェア特性に基づき、そのフィルタ係数 (ワイドバンドまたはナローバンド) を選択する。ブロック 202 への入力はデジタル化された赤信号または赤外信号であり、その出力は前処理された (pre-processed) 赤信号または赤外信号である。

【0016】

ブロック 204 は、パルス識別および検定 (qualification) ブロックの動作を表す。ローパスフィルタリングされたデジタル化された赤信号および赤外信号はこのブロックに提供され、パルスを識別し、動脈拍動と同じように、それらを検定する。これは、調整前 (pre-trained) の神経網を用いてなされ、主に赤外信号上にて

なされる。パルスはその振幅、形、および頻度を試験することによって識別される。このブロックへの入力、ブロック208からの平均パルス期間である。この機能は脈拍数を用いて、先行する検定を変更する。ブロック204の出力は、不整脈および個々のパルスの質を程度を指示する。ブロック204への入力、(1)前処理の赤信号および赤外信号、(2)平均パルス期間、および(3)ローパスフィルタからのローパス波形である。ブロック204からの出力は、(1)不整脈の程度、(2)パルス振幅変形、(3)個々のパルスの質、(4)パルス警告通知、および(5)検定されたパルス期間および段階(age)を含む。

【0017】

ブロック206は、信号品質測定基準を計算するために使用される。このブロック(ブロック206)は、パルスの形(例えば、微分スキュー(skew))、期間の可変性、パルスの振幅および可変性、レシオブレシオの可変性、および脈拍数に関連する頻度を決定する。ブロック206への入力、(1)未処理のデジタル化された赤信号およびIR信号、(2)不整脈の程度、個々のパルスの質、パルス振幅変形、(3)前処理の赤信号およびIR信号、および(4)平均パルス期間を含む。ブロック206からの出力は、(1)ローパスおよびアンサンブル平均フィルタ重み、(2)センサオフ検出器のための測定基準、(3)規格化された前処理波形、および(4)変調率を含む。

【0018】

ブロック208は、平均パルス期間を計算する。このブロック(ブロック208)は受信されたパルスからの平均パルス期間を計算する。ブロック208への入力、検定されたパルス期間および段階を含む。ブロック208からの出力は平均パルス期間を含む。

【0019】

ブロック210は、ローパスフィルタおよびアンサンブル平均サブシステムの機能を表す。ブロック210のローパスフィルタおよびアンサンブル平均は、ブロック206によって処理された、規格化および前処理された波形である。ローパスフィルタに対する重みは信号測定基準ブロック206によって決定される。その信号はまた、アンサンブル平均されており(すなわち、脈拍およびその高調波に近い当該のものとは異なる周波数は減衰される)、アンサンブル平均フィルタ重みはまた、信号測定基準ブロック206によって決定される。信号の質が低下したとフラグされた場合、より少ない重みが割り当てられる。その信号が不整脈とフラグされた場合、さらなる重みが割り当てられる。というのは、アンサンブル平均は、不整脈の間、適切ではないからである。赤の波形および赤外の波形は、別々に処理されるが、同じフィルタリング重みを有する。フィルタリングは遅延し(例えば、およそ1秒)、その信号測定基準が最初に計算されることが可能となる。

【0020】

フィルタは継続的に可変の重みを使用する。サンプルがアンサンブル平均されない場合、以前のフィルタリングサンプルに対する重みが重み平均においてゼロに設定され、新しいサンプルはアルゴリズムを介して処理される。このブロックは、信号の段階、および/またはフィルタリングの累計量(応答時間および処理における遅延の合計)を追跡する。古すぎる結果は、良いパルスがしばらく検出されていない場合、フラグされる。ブロック210への入力、(1)規格化された前処理の赤信号および赤外信号、(2)平均パルス期間、(3)ローパスフィルタ重みおよびアンサンブル平均フィルタ重み、(4)利用可能であれば、ECGトリガ、(5)ゼロ交差トリガのためのIR基本波形を含む。ブロック210からの出力は(1)フィルタリングされた赤信号およびIR信号、および(2)段階を含む。

【0021】

ブロック212は、フィルタされた波形のレシオブレシオ変化を推定し、平均重みを計算する動作を表す。フィルタリングのための可変の重みはレシオブレシオ変化によって制御される。この可変-重みフィルタリングの効果は、アーチファクトが増加するとレシオブレシオがゆっくりと変化し、アーチファクトが減少すると迅速に変化するということである。このサブシステムは、素早いモードと通常モードという2つのモードを有す

10

20

30

40

50

る。例えば、素早いモードにおけるフィルタリングは、3秒の段階測定基準をターゲットにし、そのターゲット段階は、通常モードにおいて、5秒であり得る。素早いモードにおいて、現在の値の最小重みはより高いレベルにおいてクリップされる。すなわち、低い重みは、ノイズが存在する場合、最も新しいレシオオブレシオ計算に割り当てられる。ブロック212への入力は、(1)フィルタリングされた赤信号およびIR信号ならびに段階、(2)較正係数、および(3)応答モード(例えば、ユーザスピード設定)を含む。ブロック212からの出力は、レシオオブレシオ計算のための平均重みを含む。平均重みは、平均化されたレシオオブレシオおよび段階を計算するために、フィルタリングされたIR波形および赤波形とともに、ブロック214への入力として使用される。

【0022】

10

ブロック216は酸素飽和度を計算する動作を表す。飽和度は、較正係数および平均化されたレシオオブレシオを用いたアルゴリズムを使用して計算される。ブロック116への入力は、(1)平均化されたレシオオブレシオ、および(2)較正係数を含む。ブロック216からの出力は、酸素飽和度値である。

【0023】

(II. 脈拍数計算)

ブロック218は、脈拍識別として、ブロック202によって調整された信号をローパスフィルタおよびアンサンプル平均する。ローパスフィルタに対する重みは信号測定基準ブロック206によって決定される。その信号はまた、アンサンプル平均され(すなわち、脈拍数およびその高調波に近い当該のものとは異なる周波数が減衰される)、そのアン 20
サンプル平均フィルタ重みはまた、信号測定基準ブロック206によって決定される。より少ない重みは、その信号の質が低下したとフラグされた場合に割り当てられる。その信号が不整脈としてフラグされる場合、さらなる重みが割り当てられる。というのは、アンサンプル平均は、不整脈の間、適切ではないからである。赤波形および赤外波形は別々に処理される。フィルタリングが遅延し、(例えば、およそ1秒)その信号測定基準が最初に計算されることが可能となる。

【0024】

フィルタは継続的に可変の重みを使用する。サンプルがアンサンプル平均されない場合、次いで、以前のフィルタリングサンプルに対する重みが重み平均においてゼロに設定され、新しいサンプルはアルゴリズムを介して処理される。このブロック(ブロック218) 30
は、信号の段階、およびフィルタリングの累計量(応答時間および処理における遅延の合計)を追跡する。古すぎる結果は、フラグされる(良いパルスがしばらく検出されていない場合)。ブロック218への入力は、(1)前処理された赤信号およびIR信号、(2)平均パルス期間、(3)ローパスフィルタ重みおよびアンサンプル平均フィルタ重み、(4)利用可能であれば、ECGトリガ、(5)ゼロ交差トリガのためのIR基本波を含む。ブロック218からの出力は(1)フィルタリングされた赤信号およびIR信号、および(2)段階を含む。

【0025】

ブロック220、すなわちフィルタリングされたパルス識別および検定ブロックは、フィルタリングされた波形からのパルス期間を計算し、その結果は、パルスがブロック20 40
4によって不適格とみなされた場合にのみ、使用される。ブロック220への入力は、(1)フィルタリングされた赤信号およびIR信号ならびに段階、(2)平均パルス期間、(3)ハードウェアIDまたはノイズフロア(floor)、および(4)IRエネルギーおよび赤エネルギーを検出するために使用されるセンサの種類またはタイプを含む。ブロック220からの出力は、検定されたパルス期間および段階を含む。

【0026】

ブロック222、すなわち平均パルス期間および脈拍数計算ブロックは、脈拍数および平均パルス期間を計算する。このブロック(ブロック222)は、入力としての、検定されたパルス期間および段階を受信し、(1)平均パルス期間および(2)出力としての脈拍数を提供する。

50

【0027】

(III. 静脈拍)

ブロック224、すなわち静脈拍検出ブロックは、入力として、ブロック202からの、前処理された赤および赤外信号ならびに段階を受信する。ブロック224はまた、一枚歯櫛型(single-tooth comb)フィルタを使用した時間ドメインにおいてIR基本波形を提供し、その波形は、アンサンブル平均フィルタ(例えばブロック210および218)への出力される。ブロック224への入力は、(1)フィルタリングされた赤および赤外信号ならびに段階、および(2)脈拍数を含む。ブロック124からの出力は、静脈拍およびIR基本波形の指示を含む。一実施形態において、ブロック224は、IR-赤リサージュプロットの「開き(openness)」を測定し、フラグ(例えばVenous_Pulsation)がセットされるべきかどうかを決定する。出力フラグ(例えば、Venous_Pulsation)は定期的に(例えば毎秒)更新される。付け加えて、IR基本波形はアンサンブル平均フィルタへ出力される。

10

【0028】

(IV. センサオフ)

ブロック226、すなわちセンサオフおよびパルス振幅の損失の検出ブロックは、調整前の神経網を用いて、そのセンサが、例えば患者などの、血液が灌流する組織の表面から離れて(off)いるかどうかを決定する。神経網への入力は、直前の数秒前に亘るIR値および赤値の動作のいくつかの局面を検定する測定基準である。サンプルは、システム200のサブシステムの多くによって無視されるが、その一方で、信号状態は、パルスが存在していることを示さないか、または、センサが監視サイト上にないことを示すかのいずれかである(例えば、パルス存在、切断、パルス損失、センサがオフであり得る、センサオフ、など)。ブロック226への入力は、(1)信号検定測定基準、(2)酸素濃度計のLED輝度および増幅器ゲイン、および(3)酸素濃度計のハードウェア構成を示すIDを含む。ブロック226からの出力はセンサオフ指示を含む信号状態を含む。

20

【0029】

上に記載されたアーキテクチャ200において、ブロック226の機能である、パルス損失およびパルス検出指示は、信号処理アーキテクチャのいくつかの部分からの情報を用いて引き出され得る。付け加えて、有効なセンサが接続されていない場合、あるいは、センサオフまたはパルス増幅の損失が信号処理アーキテクチャによって検出された場合、信号処理アーキテクチャは、酸素飽和度または脈拍数を計算するために、受信されたIR波形または赤波形を使用しない。

30

【0030】

上で説明された本発明に従ったパルス酸素濃度計信号処理アーキテクチャの一実施形態の簡潔な記載は、上のブロック210およびブロック218によって一般的に示されるように、パルス酸素濃度計からの検出された波形に対応する信号のアンサンブル平均のために使用されるアンサンブル平均重みの選択に関する方法および装置を記載するための基礎としての役割を果たす。

【0031】

(アンサンブル平均重み)

上で説明したように、アンサンブル平均重みの選択は、様々な信号の質の測定基準またはインジケータの一つ以上または組み合わせに基づく。特に、一実施形態においては、アンサンブル平均重みを調整するために使用される測定基準は、不整脈の程度の測度を含む。この測定基準は、患者が不整脈であるような場合、アンサンブル平均の程度を減少するために使用される。というのは、アンサンブル平均は、極めて変化し易い周波数成分を有する信号に対しては、あまり良く働かないからである。アンサンブル平均を調整するために使用される別の測定基準は、レシオオプレシオの可変性の程度の測度(例えば、IR波形と赤波形との間の類似性または相関の欠如など)を含む。この測定基準は、モーションまたは他のノイズ源の存在に敏感である。この測定基準は、異なる波長における二つの同時波形の間の類似性ではなく、おそらくは同じ波長に由来する現在と以前のパルス波形と

40

50

の間の類似性を比較する測定基準を Conlon が教示しているという点において、Conlon などの他の周知の技術とは異なる。アンサンブル平均重みを調整するために使用される別の測定基準は、長期平均パルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを含む。長期平均パルス振幅とは、全てのパルスが検定された場合、おそらく1分の応答時間を有し、多くのパルスが不適格とされた場合、数分の応答時間を有する平均を意味する。この測定基準は、Conlon と類似して、モーション・アーチファクトの程度をキャプチャするように設計されているが、しかしながら、この測定基準はアナログ測定基準であり、他方で、Conlon の測定基準は、いくつかの別個の状態（例えば、アーチファクトなし、低いアーチファクト、高いアーチファクト）を有するに過ぎない。アンサンブル平均重みを調整するために使用される別の測定基準は、以前のパルス振幅に対する現在のパルス振幅のレシオを含む。この測定基準は、大きなモーション・アーチファクトが開始または停止する場合、アンサンブル平均重みを迅速に変化させるために使用される。アンサンブル平均重みを調整するために使用される別の測定基準は、単一のパルスに対する信号の全体的な質の測定基準の測度を含み、その測定基準はそれ自体、上記された測定基準を含むいくつかの他の測定基準の組み合わせである。この測定基準は、モーション・アーチファクトが低くなり、入力波形が甚だしくアンサンブル平均された波形よりも良い質であると考えられる場合、アンサンブルフィルタリングを迅速に低減させるために使用される。アンサンブル平均重みを調整するために使用される別の測定基準は、平均パルス期間に対する現在のパルス期間のレシオを含む。この測定基準は、心臓が鼓動をスキップする場合（それは時折多くの人々に起き得る）において、アンサンブルフィルタリングを低減させるように使用される。

【0032】

サブシステム（210 および / または 218）は、パルス識別および検定サブシステム（204）が潜在的なパルスの評価を完了したと通知された場合、そのサブシステムは、アンサンブル平均サブシステムのインスタンスによって使用されるアンサンブル平均重みを更新する。別個の重みは、出力が飽和度および心拍を計算することにおいて使用される二つのアンサンブル平均インスタンスに対して計算される。これらの重みは、入力波形がアンサンブル平均されていないパルス識別および検定サブシステムのインスタンスによって提供される測定基準の一部に基づく。

【0033】

Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight の式は以下：

【0034】

【数1】

$$x = \max(\text{Short_RoR_Variance}, \text{Pulse_Qual_RoR_Variance} / 1.5) *$$

$$\max(\text{Long_Term_Pulse_Amp_Ratio}, 1.0)$$

$$\text{RoR_Variance_Based_Filt_Wt} = 0.5 * 0.05 / \max(0.05, x)$$

$$\text{Arr_Prob} = (\text{Period_Var} - 0.1 * \text{Short_RoR_Variance} - 0.09) / (0.25 - 0.09);$$

$$\text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat} = 0.05 + 0.5 * \text{bound}(\text{Arr_Prob}, 0, 1.0)$$

$$\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight} = \max(\text{RoR_Variance_Based_Filt_Wt}, \text{Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat}) * (1.0 +$$

$$\text{Pulse_Qual_Score})$$

$$\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight} = \min(\text{Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weight}, 1.0),$$

bound(a, b, c) は min(max(a, b), c) を示す。

【 0 0 3 5 】

上述の式は、レシオオブレシオの分散の低い値に対して0.5の初期重みという結果になる。Short_RoR_VarianceおよびPulse_Qual_RoR_Varianceは、共に時間間隔に亘り計算される(例えば、3秒の間隔)。Pulse_Qual_RoR_Varianceのインターバルは、最も最近のパルス(これは通常、最も最近のサンプルを含む)の検定または拒否にて終了する。重みは、高レシオオブレシオ分散によって、および、通常、モーション・アーチファクトを示す、Long_Term_Pulse_Amp_Ratioの高い値によって、低減される。Arr_Min_Filt_Wt_For_Satは、不整脈の程度を検定する、Period_Varに主として基づくアンサンプル平均重み(範囲0.05~0.55)に、最小値を課す。これは、アンサンプル平均が異なる周期を有するパルスに対してあまり有効ではないゆえに、なされる。最も最近のパルスが良いPulse_Qual_Scoreを受信した場合、これは、0.5から1.0へとSat_Ensemble_Averaging_Filter_Weightの最大値を増加させ得る。

10

【 0 0 3 6 】

Rate_Ensemble_Averaging_Filter_Weightの式は、以下のとおりである。

【 0 0 3 7 】

【 数 2 】

$$Arr_Prob = (Period_Var - 0.07) / (0.20 - 0.07)$$

20

$$Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate = 0.05 + 0.5 * bound(Arr_Prob, 0, 1.0)$$

$$x = \max(RoR_Variance_Based_Filt_Wt, Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate) * (1.0 + Pulse_Qual_Score)$$

$$\text{if } Short_Term_Pulse_Amp_Ratio * Long_Term_Pulse_Amp_Ratio < 1.0$$

$$x = x / Short_Term_Pulse_Amp_Ratio$$

$$\text{if } Avg_Period > 0$$

$$x = x * bound(Pulse_Qual_Score * Qualified_Pulse_Period / Avg_Period, 1.0, 3.0)$$

30

$$Rate_Ensemble_Averaging_Filter_Weight = \min(x, 1.0)$$

これらの式は、Sat_Ensemble_Averaging_Filter_Weightに対する式と、以下の理由で異なる：

a) Arr_Probを計算するために使用される閾値は幾分か低い。なぜならば、不整脈はパルス検定に先立ってアンサンプル平均によって曖昧になるべきではないことが所望されるからである。

b) Short_Term_Pulse_Amp_Ratioの小さい値は、通常、モーション・アーチファクトが低くなることを示し、それは、アンサンプル平均重みが迅速に増加し得ることを意味する。これは、パルス検定にとっては、経験的には有利であるけれども、レシオオブレシオのフィルタリングおよび飽和度計算にとっては有利ではない。

40

c) 以前の不整脈を有するか、または有せず、心臓が鼓動をスキップする場合、結果として、平均より長い(longer-than-average)Qualified_Pulse_Periodは、続くパルス検定から、スキップされた鼓動を曖昧にしないように、アンサンプル平均重みを増加する。

【 0 0 3 8 】

一局面において、上記されたように決定されているアンサンプル平均重みは、酸素飽和度および脈拍数を計算することにおいて使用するための、検出された波形を処理するための二つの別個のアンサンプルアベレージャに対して使用される。酸素飽和度を計算するた

50

めに使用されるアンサンブルアベレージャは、規格化されている信号上にて動作し、他方、脈拍数計算のためのアンサンブルアベレージャは規格化されていない信号上にて動作する。酸素飽和度および心拍に対する別個のアンサンブル平均を用いたパルス酸素濃度計は、本願譲受人に譲受された、同時係属の特許出願である、「Pulse Oximeter with Separate Ensemble Averaging for Oxygen Saturation and Heart Rate」(代理人整理番号：TTC-009103-022700US)において記載され、あらゆる目的に対してその全体において、参考として本明細書において援用される。その特許出願において、二つのアンサンブルアベレージャを介した二つの経路に対して選ばれた測定基準は、酸素飽和度または脈拍数計算に対してアンサンブル平均を最適化するように変更され得る。例えば、酸素飽和度を計算することと比較して、脈拍数を計算するために使用された場合、不整脈を検出するための測定基準に対して、より低い閾値が使用される。また、短期パルス振幅レシオに対する測定基準は、モーション・アーチファクトが低くなる場合には、小さくなり、これは、酸素飽和度計算においてよりも脈拍数計算においてさらなる重みが与えられる。

10

【0039】

(定義)

(データ入力)

Av g__P e r i o d ~ 脈拍数計算サブシステムによってレポートされる平均パルス期間

20

L o n g__T e r m__P u l s e__A m p__R a t i o ~ 以前のパルス振幅と比較された、定量化された最後のパルス振幅。パルス識別および検定サブシステムによって提供される。実質的に1.0よりも大きい値は通常、モーション・アーチファクトを示し、結果、より低いE n s e m b l e__A v e r a g i n g__F i l t e r__W e i g h t sとなる

P e r i o d__V a r ~ パルス識別および検定サブシステムからの期間の可変測定基準。不整脈の程度を測定するために使用される。例えば、0.10の値は、連続したパルス期間の間の平均差異がAv g__P e r i o dの10%であることを示す

P u l s e__Q u a l__R o R__V a r i a n c e ~ パルス識別および検定サブシステムからのR o R__V a r i a n c e測定基準

30

P u l s e__Q u a l__S c o r e ~ パルス識別および検定サブシステムにおけるパルス検定神経網によるスコア。ゼロは極端に乏しく、1.0は良好である

Q u a l i f i e d__P u l s e__P e r i o d ~ パルス識別および検定サブシステムによって検定された最も最近のパルス期間

S h o r t__T e r m__P u l s e__A m p__R a t i o ~ 以前のパルス振幅と比較して最後のパルス振幅を検定する。

【0040】

(出力)

[0 0 0 1] F r e q u e n c y - R a t i o ~ 脈拍数に対するM e a n__I R__F r e q u e n c y__C o n t e n tのレシオ

40

L P F__R o R__V a r i a n c e ~ レシオオブレシオの可変性を検定する。L P F__S c a l e d__W a v e f o r m sからの9秒のウィンドウに亘り計算される

R a t e__L P F__W e i g h t ~ パルス検定および脈拍数計算のために使用される波形を前処理するアンサンブル平均サブシステムのインスタンスによって使用されるローパスフィルタ重み

R o R__V a r i a n c e ~ レシオオブレシオの可変性を検定する。S c a l e d__W a v e f o r m sからの9秒のウィンドウに亘り計算される。例えば、0.10の値は、サンプル間のレシオオブレシオの値が、平均レシオオブレシオ値と、その平均レシオオブレシオ値の平均10%ほど異なっている

S a t__E n s e m b l e__A v e r a g i n g__F i l t e r__W e i g h t ~ パル

50

ス検定および脈拍数計算のために使用される波形を前処理するアンサンブル平均サブシステムのインスタンスによって使用されるアンサンブル平均重み

Sat_LPF_Weight ~ パルス検定および脈拍数計算のために使用される波形を前処理するアンサンブル平均サブシステムのインスタンスによって使用されるローパスフィルタ重み

Scaled_Waveforms ~ IRおよび赤のPre_Processed_Waveformsのスケールされたバージョン

Short_RoR_Variance ~ レシオオブレシオの可変性を検定する。Scaled_Waveformsからの3秒のウィンドウに亘り計算される。

【0041】

10

(内部変数)

Arr_Prob ~ アンサンブル平均の量を制限する不整脈の見込み。Period_Varに基づき、二つのEnsemble_Averaging_Filter_Weightsのそれぞれに特定である閾値を有する

Arr_Min_Filt_Wt_For_Rate、Arr_Min_Filt_Wt_For_Sat ~ それぞれのArr_Prob値に基づいた、二つのEnsemble_Averaging_Filter_Weightsに対する最小値

LPF_Scaled_Waveforms ~ LPF_RoR_Varianceを計算するために使用される、Scaled_Waveformsのローパスフィルタバージョン

20

Mean_IR_Frequency_Content ~ IR入力波形の平均周波数成分の推定。Frequency_Ratio測定基準を計算するために使用される

RoR_Variance_Based_Filt_Wt ~ RoR_Variance測定基準およびLong_Term_Pulse_Amp_Ratioに基づいた、Ensemble_Averaging_Filter_Weightsに対する成分。

【0042】

したがって、当業者によって理解されるように、アンサンブル平均重みの選択に関連する本発明は、本質的な特性から逸脱することなく、他の特定の形態において具体化され得る。例えば、本明細書における実施形態は時間ドメインにおいて記載されているが、周波数ベースの方法もまた、本発明の実施形態に等しく妥当なものである。したがって、前述の開示は例示を意図されたものであり、以下の請求項の範囲において説明される本発明の範囲を制限するものではない。

30

【図面の簡単な説明】

【0043】

【図1】例示的な酸素濃度計のブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態に従ったパルス酸素濃度計の信号処理構成のブロック図である。

【 図 1 】

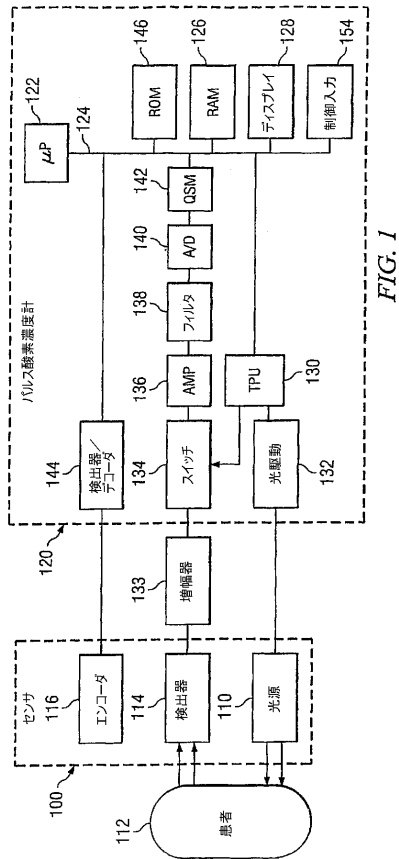


FIG. 1

【 図 2 】

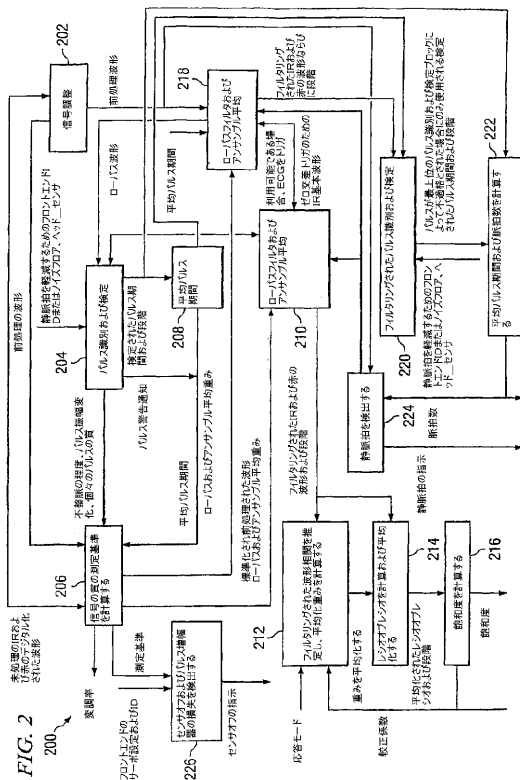


FIG. 2

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2005/007406

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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 2002/137994 A1 (BAKER CLARK R ET AL) 26 September 2002 (2002-09-26) paragraphs '0029! - '0034!, '0037!, '0038!, '0054!, '0055!, '0057!, '0058!, '0072! - '0085!, '0143! - '0149!, '0178!, '0179! paragraphs '0196! - '0204! figure 1A	1-5, 10-14 1,6-10, 15-18
Y	US 4 960 126 A (CONLON ET AL) 2 October 1990 (1990-10-02) cited in the application	1,6,10, 15
A	column 1, lines 16-53 column 2, line 45 - line 51 column 8, line 53 - column 10, line 68 figures 4,13,14 ----- -/-	7,9,16, 18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 8 June 2005		Date of mailing of the international search report 16/06/2005
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 6818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Visser, R

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2005/007406

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2003/009091 A1 (EDGAR REUBEN W ET AL) 9 January 2003 (2003-01-09) paragraphs '0021!, '0027!, '0045!, '0058! - '0079!, '0088!; claim 40 -----	7-9, 16-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/US2005/007406

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002137994	A1	26-09-2002	US 6411833 B1 25-06-2002
			US 6083172 A 04-07-2000
			US 5853364 A 29-12-1998
			US 2004181134 A1 16-09-2004
			US 2004158135 A1 12-08-2004
			US 2002045806 A1 18-04-2002
			US 2005085735 A1 21-04-2005
US 4960126	A	02-10-1990	NONE
US 2003009091	A1	09-01-2003	US 6519486 B1 11-02-2003
			US 6393311 B1 21-05-2002
			US 2005033129 A1 10-02-2005
			AT 284061 T 15-12-2004
			DE 60016445 D1 05-01-2005
			EP 1224566 A2 24-07-2002
			WO 0125802 A2 12-04-2001
			EP 1121051 A2 08-08-2001
			WO 0022408 A2 20-04-2000
			US 2001046225 A1 29-11-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ベーカー ジュニア, クラーク アール.

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94546, カストロ バレー, マギー ウェイ 18493

Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07

专利名称(译)	基于信号质量度量选择脉冲血氧计的整体平均权重		
公开(公告)号	JP2007527772A	公开(公告)日	2007-10-04
申请号	JP2007502901	申请日	2005-03-07
[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		
[标]发明人	ベーカージュニアクラークアール		
发明人	ベーカージュニア, クラークアール.		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B5/7203 A61B5/7221		
FI分类号	A61B5/14.322		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	10/796559 2004-03-08 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在脉冲血氧计中对信号进行整体平均的方法包括从对应于两个不同波长的光的血液灌注组织部分接收第一和第二电磁辐射信号，获得对所述电磁信号的信号质量的评估，选择用于整体平均器的权重使用所述信号质量评估，并使用所述集合平均器对所述电磁信号进行整体平均。

