

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4424781号  
(P4424781)

(45) 発行日 平成22年3月3日(2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日(2009.12.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 5/1464 (2006.01)

A61B 5/14 323

A61B 5/0245 (2006.01)

A61B 5/02 320Q

A61B 5/0444 (2006.01)

A61B 5/04 310J

請求項の数 9 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平11-148367

(22) 出願日 平成11年5月27日(1999.5.27)

(65) 公開番号 特開2000-5153(P2000-5153A)

(43) 公開日 平成12年1月11日(2000.1.11)

審査請求日 平成18年5月25日(2006.5.25)

(31) 優先権主張番号 98110266-8

(32) 優先日 平成10年6月5日(1998.6.5)

(33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 590000248

コーニングクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ

1

(74) 代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

(74) 代理人 100075812

弁理士 吉武 賢次

(74) 代理人 10008889

弁理士 橋谷 英俊

(74) 代理人 100082991

弁理士 佐藤 泰和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】一致度認識ユニット

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の酸素飽和値を決定するパルス酸素濃度計であり、パルス酸素濃度計測により決定される脈動値として前記患者の脈拍数を表す第一信号(P R)を生成するようされるパルス酸素濃度計、

前記パルス酸素濃度計から前記第一信号(P R)、及び、パルス酸素濃度計測以外のいかなる種類の直接的又は間接的な心臓モニタリングによっても決定される脈動値として前記患者の心拍数を表す第二信号(H R)を受信する一致度認識ユニットであり、決定された前記酸素飽和値の精度を確認するために前記第一信号(P R)と前記第二信号(H R)との間の一致度を表す第三信号を生成する一致度検出ユニットを含む一致度認識ユニット

10

、  
を有するパルス酸素濃度計測ユニットであって、

前記一致度検出ユニットが、

前記第一信号(P R)と前記第二信号(H R)とを受信して、該第一信号(P R)と第二信号(H R)との間の差を表す差信号を生成する加算回路と、

前記差信号を予め定められた限界値と比較し且つ前記差信号に対応する出力を生成する第一比較器と、

前記第一比較器から受けた前記出力を加算する積分回路と、

前記積分回路によって供給された信号を、1つ以上のしきい値と比較し且つ前記第三信号を生成する第二比較器と、

20

を備えるパルス酸素濃度計測ユニット。

【請求項 2】

前記第三信号を受信し、前記第三信号が与えられた限界値に関して予め定められた関係を超える場合に、第四信号を生成する一致度評価ユニットを更に有する請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計測ユニット。

【請求項 3】

前記一致度検出ユニットが、前記第一信号 ( P R ) と前記第二信号 ( H R ) との間の一致度を決定するための手段を備える請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計測ユニット。

【請求項 4】

前記一致度検出ユニットが、更に、前記差信号を受信して該差信号の絶対値を生成する絶対値発生器を備え、それによって、前記第一比較器が前記差信号の絶対値を受信し且つそれを予め定められた限界値と比較して、該差信号の絶対値に対応した出力を生成する請求項 1 に記載のパルス酸素濃度計測ユニット。 10

【請求項 5】

前記一致度認識ユニットが前記脈拍数と前記心拍数との間の不一致を認識する場合に、前記一致度認識ユニットが前記パルス酸素濃度計へ警報信号を送信して前記酸素飽和値が十分な精度が無く及び / 又は無効であることを知らせる請求項 4 に記載のパルス酸素濃度計測ユニット。

【請求項 6】

パルス酸素濃度計によって測定された酸素飽和値の精度を確認する方法であって、  
( a ) パルス酸素濃度計測から得られる脈拍数を表す第一信号 ( P R ) と心拍数を表す第二信号 ( H R ) とを受信するステップであり、それによって、前記脈拍数がパルス酸素濃度計測により決定される脈動値を表し、前記心拍数がパルス酸素濃度計測以外のいかなる種類の直接的又は間接的な心臓モニタリングによっても決定される脈動値を表すステップと、 20

( b ) 前記第一信号 ( P R ) と前記第二信号 ( H R ) との間の一致度を表す第三信号を生成するステップと、  
を有し、

前記第三信号を生成するステップが、

前記第一信号 ( P R ) と前記第二信号 ( H R ) との間の差を表す差信号を生成するステップ、 30

第一比較器によって、前記差信号を予め定められた限界値と比較し且つ前記差信号に対応する出力を生成するステップと、

積分回路によって、前記第一比較器から受けた前記出力を加算するステップと、

第二比較器によって、前記積分回路により供給された信号を、1つ以上のしきい値と比較し且つ前記第三信号を生成するステップと、

を有する酸素飽和値の精度確認方法。

【請求項 7】

( c ) 更に、前記第三信号が与えられた限界値に関する予め定義された関係を超える場合に、前記第三信号から第四信号を生成するステップを有する請求項 6 に記載の酸素飽和値の精度確認方法。 40

【請求項 8】

( d ) 更に、前記脈拍数と前記心拍数との間の不一致が認識される場合に、前記パルス酸素濃度計へ警報信号を送信して、前記パルス酸素濃度計で測定される場合の前記酸素飽和値が十分な精度が無く及び / 又は無効であることを知らせるステップを有する請求項 6 又は 7 に記載の酸素飽和値の精度認識方法。

【請求項 9】

パルス酸素濃度計測から得られる患者の脈拍数を表す第一信号 ( P R ) と前記患者の心拍数を表す第二信号 ( H R ) とを受信し、前記第一信号 ( P R ) と前記第二信号 ( H R ) との間の一致度を表す第三信号を生成し、それによって、前記脈拍数がパルス酸素濃度計 50

測により決定される脈動値を表し、前記心拍数がパルス酸素濃度計測以外のいかなる種類の直接的又は間接的な心臓モニタリングによても決定される脈動値を表す、一致度認識ユニットの使用であって、

前記第三信号を生成するステップが、

前記第一信号( P R )と前記第二信号( H R )との間の差を表す差信号を生成するステップ、

第一比較器によって、前記差信号を予め定められた限界値と比較し且つ前記差信号に対応する出力を生成するステップと、

積分回路によって、前記第一比較器から受けた前記出力を加算するステップと、

第二比較器によって、前記積分回路により供給された信号を、1つ以上のしきい値と比較し且つ前記第三信号を生成するステップと、

を有する、一致度認識ユニットの使用。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

##### 【発明の属する技術分野】

本発明は、血液の酸素飽和の測定に関し、より詳細には、測定された酸素飽和値の精度を確認する一致度認識ユニットに関する。

##### 【0002】

##### 【従来の技術】

パルス酸素濃度計測( pulse oximetry )は、一般に、動脈血における血液ヘモグロビンの酸素飽和、患者の心拍数( heart rate )に対応する動脈の血液脈動数( rate of blood pulsation )としての脈拍数( pulse rate )、又は灌流指標( perfusion indicator )を含む、種々の動脈血の特性を測定し且つ表示するのに用いられている。パルス酸素濃度計測は、当分野では周知の技術であるため、ここでは簡単に説明する。

##### 【0003】

パルス酸素濃度計( pulse oximeter )は、通常、典型的には発光ダイオード( light emitting diode, L E D )によって形成された2つの異なった単色光源を使う非侵襲性( non-invasive )技法によって、( S p O 2 又は S a O 2 測定とも呼ばれる )ヘモグロビンの動脈酸素飽和( the arterial oxygen saturation of hemoglobin )を分析するものである。パルス酸素濃度計の一例は、Pulse Oximeter Moduleを備えたHewlett Packard Component Monitoring System, " HP M1020A " である。

##### 【0004】

パルス酸素濃度計測の分野で周知のように、両方の光源の光は、患者の身体を通って光検出器に至るまでの経路上の静的及び動的吸収体によって減衰する。その量が時間につれて患者の心拍と同期して変化する動脈血は、脈動周期中の唯一の動的吸収体を意味する。皮膚、組織又は骨のような、その他の全ての吸収体は、時間変異体( time-variant )ではない。このように、パルス酸素濃度計は、2つの光源に関する2つのスペクトルの線の所で、心拍によって生成される動脈血の拍動成分を利用するものである。

##### 【0005】

光検出器は、各波長の変調された光の強度を表わす信号を検出する。信号は、通常、増幅され、ローパスフィルタにかけられ、アナログからデジタルに変換され、且つそれ以降の処理がなされる。パルス検出アルゴリズム( pulse finding algorithm )は、いわゆる分光光度信号( spectrophotometric signal )と呼ばれる受信信号を解析して、パルスを識別し且つパルスを決定するものである。パルスの周期を識別した後、分光光度信号の心拡張期( diastolic )及び心収縮期( systolic )の値が定められ、この値から相対的吸収率( relative absorption ratio )が導き出される。その後、飽和計算アルゴリズム( saturation calculation algorithm )において、校正データ、および適当な波長でのヘモグロビンと酸化ヘモグロビンとの吸収スペクトルから得られた吸光係数( extinction coefficient )とを使って、そのヘモグロビンと酸化ヘモグロビンとの相対的な吸収率から動脈系の酸素飽和を計算する。それらに関する数学的背景は、Lambert - Be

10

20

30

40

50

e r 法則を利用した欧州特許 A 第262 778号 ( EP-A-262 778 ) のような以前の多数の文献に十分詳細に記述されている。

#### 【 0 0 0 6 】

酸素飽和の計算と平行して、パルス間の周期をビート対ビート ( beat-to-beat ) パルス率 ( 率 = 1 / 周期 ) に変換する。次いで、多少安定なパルス率の値を生成するためにビート対ビートパルス率を一定の間隔にわたって即ちビートの数に対して平均化する。典型的な平均化の処理は、4、8又は18ビートにわたって、もしくは、5～20秒にわたって実行する。

#### 【 0 0 0 7 】

パルス酸素濃度計測が導入された、1980年代初期以来、患者の血液の動脈酸素飽和レベルをモニタリングするこの非侵襲的方法が、その適用が簡単なことおよび看護婦及び医師にとって利用できる情報値が高いことから、臨床環境における標準的方法となっている。それは、患者の血中酸素含量を測定するモニタリングにおいて、ECG ( electrocardiography ) を使って心臓活性をモニタリングできる程一般的となつた。外科処置における麻酔のような、幾つかの応用分野において、この命に関わる重要因子を測定することは、医師にとって必須である。

#### 【 0 0 0 8 】

パルス酸素濃度計測に関するさらに多くの背景情報は、例えば、S.Kastle et al., "A New Family of Sensors for Pulse Oximetry", Hewlett-Packard Journal, February 1997, pages 39～53に記述されている。

#### 【 0 0 0 9 】

米国特許第4,928,692号公報(Goodman)には、パルス酸素濃度計によって処理される信号のサンプリングを同期化する方法が開示されている。開示された方法は、パルス酸素濃度計による処理のために、入力信号をゲート制御する ( gate ) フィルタとして作用するものである。同方法は、ゲートトリガ ( gating trigger ) としてその既知のQRS形状特性を有する実時間ECG-Signal(且つこの1つにだけ)に基づいている。

#### 【 0 0 1 0 】

##### 【発明が解決しようとする課題】

パルス酸素濃度計測は、動脈血が酸素飽和を決定するのに使われる光吸収の拍動性変化を生ずる唯一の脈動成分であるという事実に依存している。しかし、脈動成分の発生源が患者の動脈血流 ( arterial blood flow ) でない場合は、酸素飽和測定は、不正確な値を誘導するかも知れない。標準のパルス酸素濃度計測の場合、( 例えば、成人、小児、新生児の ) 運動の動脈系は、他の非動脈系脈動成分を生ずることがある。例えば、反射センサ ( reflectance sensors ) を使う胎児のパルス酸素濃度計測では、その反射センサは、胎児の脈動する血液の代わりに母親の脈動する血液を誤ってピックアップし、間違った酸素飽和値に帰着することがある。一般に、パルス酸素濃度計測によって誘導される酸素飽和値は、患者の動脈血流以外の脈動源の強い影響によってあまり正確でない。

#### 【 0 0 1 1 】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、脈拍数と心拍数と間の一一致度を決めて、測定された酸素飽和値の精度を確認する一致度認識ユニットを提供することを目的とする。

#### 【 0 0 1 2 】

##### 【課題を解決するための手段】

本発明は、パルス酸素濃度計測で測定される脈拍数は、物理的理由で患者の心拍数と相關するという事実を利用するものである。患者の心拍数は、患者の皮膚に電極を設けて、緊縮する心臓筋肉の電気的活性を測定する ( 例えば、心電図検査 ( electrocardiography , ECG ) ) ことによって直接測定することができる。さらに、心拍数は、心臓の拍動を聞くこと ( 例えば、音響モニタ ( acoustically monitoring ) ) によるか又は心臓の可動部分によって反射された超音波のドップラーシフト ( Doppler-shift ) を測定することによって間接的に測定することもできる。

#### 【 0 0 1 3 】

10

20

30

40

50

なお。本書では、用語”脈拍数( pulse rate )”は、パルス酸素濃度計測で測定される脈動値( pulsating value )を指し、一方、用語”心拍数( heart rate )”は、パルス酸素濃度計測以外の任意の種類の直接的( 例えは、ECG )又は間接的( 例えは、超音波 )な心臓のモニタリングで定量される脈動値( pulsating value )に該当する。

#### 【0014】

本発明により、一致度認識ユニット( coincidence recognition unit )は、パルス酸素濃度計測で得られる脈拍数を表す第一信号と、心拍数を表す第二信号とを受信する。一致度検出ユニット( coincidence detection unit )は、第一信号と第二信号との間の一一致度を表す第三信号を発生する。したがって、( パルス酸素濃度計測で測定された )患者の脈拍数を、( 例えは、ECG 又は超音波で得られた )患者の心拍数と比較することができる。1つの指標( indicator )は、好ましくは、予め定められた限界( limit )内で脈拍数と心拍数とが合致( match )しない場合に生成される。さらに、パルス酸素濃度計測で測定される場合の酸素飽和値が、十分な精度が無く及び / 又は無効であることを示す警報信号( warning signal )を生成してもよい。

10

#### 【0015】

本発明によるパルス酸素濃度計測ユニット( pulse oximetry unit )は、第一信号を発生するパルス酸素濃度計と、第二信号を発生する心拍数決定ユニット( heart rate determination unit )と、そして第一信号及び第二信号を受信する一致度認識ユニットとを備える。一致度認識ユニットは、測定された酸素飽和値の精度( accuracy )を確認できるよう、第一信号と第二信号との間の一一致度を表す第三信号を生成する。このように、本発明によって、成人、小児、新生児のようなあらゆる患者の測定された酸素飽和値を確認することが可能となるのである。

20

#### 【0016】

胎児のパルス酸素濃度計測においては、本発明により、測定された酸素飽和は胎児に由来するものであって母親からのものではないということが確認できる。その関係において、本発明は、同一出願人による米国特許第5,123,420号公報に開示された、いわゆるクロスチャンネル検査方法( cross-channel verification method )と組合せて利用してよい。クロスチャンネル検査は、母親の心拍数を識別して、多チャンネル式胎児モニタ( multi-channel fetal monitor ) ( ツインモニタリング( twin monitoring ) ) 内で 2 つの胎児( fetus )まで検査することを可能にするものである。胎児モニタは、第一の胎児の第一心拍数トレース( heart rate trace ) ( 例えは、ビート対ビートの心拍数トレース )と、母親の又は第二の胎児の第二心拍数トレースとを記録することができる。心拍数トレース間の一一致度は、2つのトレースの直接的又は間接的な比較と、予め定められた又は適応性のある限界との差の比較によって検出される。一致度が検出されるか、換言すれば、母親、第一の胎児、又は第二の胎児の何れかに由來したであろう心拍数が等しいか又は類似している場合、警報信号が生成される。一致が検出された場合、警報信号によって、胎児モニタは、3つの個別物体( すなわち母親、第一の胎児、および第二の胎児 )をモニタできず、その代わりに、他のチャンネル( 群 )に1つの物体を重複していることがある、ということをユーザに警告することになる。

30

#### 【0017】

脈拍数と心拍数と間の比較は、当分野で周知の任意の比較方法及び / 又は装置類によって、及び、好ましくは、米国特許第5,123,420号公報に開示された、比較方法又は手段によって達成することができる。従って、当分野で周知の任意の基準を適用して、脈拍数と心拍数間の相関を、即ち、換言すれば、脈拍数と心拍数とが合致しているかどうかを決定することができる。警報信号のような、適当な処置は、脈拍数と心拍数間との不一致が検出される場合に設定してもよい。

40

#### 【0018】

##### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態を図面を参照して説明する。

図1は、本発明に係る心拍数および脈拍数間の一一致度の検出を実施する一致度認識ユニッ

50

ト 1 0 の主要部を示すブロック図である。一致度認識ユニット 1 0 は、パルス酸素濃度計測で得られる脈拍数を表す第一信号 P R と、直接的に（例えば、E C G によって）もしくは間接的に（例えば、超音波によって）測定された心拍数を表す第二信号 H R とを受信する一致度検出ユニット 2 0 を有する。そして、一致度検出ユニット 2 0 は、第一信号 P R と第二信号 H R と間の一致度を表す第三信号 3 0 を生成する。第三信号 3 0 をオプションの一一致度評価ユニット（ coincidence evalution unit ）4 0 に結合して、第三信号 3 0 が与えられた限界に関して予め定められた関係を越える場合に、第四信号 5 0 （たとえば、警報信号）を生成するようとする。

#### 【 0 0 1 9 】

本発明により、一致度認識ユニット 1 0 は、脈拍数と心拍数とが一致しているかどうか、又は換言すれば、脈拍数と心拍数とが、同じ患者からのものかどうかを決定する。脈拍数と心拍数との一致を検証するために、一致度検出ユニット 2 0 は、好ましくは、脈拍数と心拍数間との相関を決定し、一致度評価ユニット 4 0 が、脈拍数と心拍数との間の相関が与えられた限界を越える場合に第四信号 5 0 を生成する。

#### 【 0 0 2 0 】

図 2 は、本発明に係るパルス酸素濃度計測ユニットを示すブロック図である。パルス酸素濃度計 6 0 は、脈拍数を表す第一信号 P R を一致度認識ユニット 1 0 に供給し、この一致度認識ユニット 1 0 がさらに、心拍数決定ユニット 7 0 からの心拍数を表す第二信号 H R を受信する。心拍数決定ユニット 7 0 は、例えば、E C G 又は超音波生成ユニットであってもよい。一致度認識ユニット 1 0 は、第三信号 3 0 及び／又は第四信号 5 0 をパルス酸素濃度計 6 0 に供給する。一致度認識ユニット 1 0 は、脈拍数と心拍数と間の一致度を決めて、測定された酸素飽和値の精度を確認する。脈拍数と心拍数との間の不一致は、第三信号 3 0 及び／又は第四信号 5 0 で信号化されて、パルス酸素濃度計測で測定される場合の酸素飽和値が十分な精度が無く及び／又は無効であることを示す。

#### 【 0 0 2 1 】

図 3 は、一致度検出ユニット 2 0 の好ましい実施形態を示すブロック図である。（例えば、胎児のモニタリングにおける直接的頭皮 E C G （ direct scalp ECG ）のような、超音波又は E C G から誘導された）心拍数信号 H R を、加算回路 1 0 0 の第一（例えば、正）入力端子に送り、そして（パルス酸素濃度計測で誘導された）脈拍数 P R をその第二（例えば、負）入力端子に送る。加算回路 1 0 0 は、心拍数信号 H R と脈拍数 P R との差を示す差信号をその出力端子に発生する。その差信号は、供給された差信号の絶対値を生ずる絶対値発生器（ absolute value generator ）1 1 0 へ送られる。

#### 【 0 0 2 2 】

第一比較器に該当するしきい値比較器 1 2 0 は、絶対値発生器 1 1 0 から誘導された差信号の絶対値を予め定められた限界と比較して、その絶対値が限界を下回る際に例えば正の定数を出力し、絶対値が限界を上回る際に負の定数が出力される。しきい値の限界は、適用できる限界であってもよく、またしきい値比較器 1 2 0 の出力信号は、定数値の代わりに可変値であってもよい。これによって、しきい値比較器 1 2 0 の出力信号に、心拍数 H R の絶対値と、心拍数 H R 及び脈拍数 P R 間の差の値とに依存する重み付け（ weighting ）を与えることができる。

#### 【 0 0 2 3 】

そして、しきい値比較器 1 2 0 の出力は、積分回路（ integrator circuit ）1 3 0 によって加算される。積分回路 1 3 0 は、入力信号が長時間の間プラスである場合のオーバーフロー（ overflow ）、又はそれが負である場合のアンダーフロー（ underflow ）を避ける組込み制限関数（ built-in limitation function ）を与える。

#### 【 0 0 2 4 】

第二比較器に該当する第二しきい値比較器 1 4 0 は、積分回路 1 3 0 からの出力信号を 1 つ以上のしきい値と比較し、そして積分された出力が予め定められた又は適用できる限界を上回る場合に第一（例えば、正）信号を出力し、積分出力が予め定められた又は適用できる限界を下回る時に第二（例えば、負）信号を出力する。好ましくは、第二しきい値比

10

20

30

40

50

較器 140 は、積分回路 130 の出力が第二しきい値比較器 140 のしきい値近辺で永久的に変化する場合に急速可変出力 ( fast changing output ) を避ける組込みヒステリシス ( built-in hysteresis ) を有する。

**【 0025 】**

第二しきい値比較器 140 は、心拍数 HR と脈拍数 PR とが一定の範囲内にある場合、好ましくは正の出力を生成する。心拍数 HR と脈拍数 PR とが与えられた範囲内にない場合、負の出力が生成される。

**【 0026 】**

第二しきい値比較器 140 の出力が負の場合、例えば超音波又は ECG から誘導される心拍数 HR と、パルス酸素濃度計測から誘導される脈拍数 PR とは異なり、それゆえ、心拍数 HR と脈拍数 PR との源は、同一ではないということを示す。これは、例えば、胎児のモニタリングをする場合にありえることであり、この場合は、脈拍数 PR が胎児の脈の代わりに母の脈から誘導されるか、又は胎児の不整脈が存在する場合である。10

**【 0027 】**

第二しきい値比較器 140 の出力が負であり、従って、脈拍数 PR と心拍数 HR との間で不一致を示す場合は、好ましくは、警報信号を出して、測定条件をチェックし、もし必要なら、パルス酸素濃度計測センサを再配置するか又は交換するようユーザに指示する。典型的には、超音波によるか又は直接頭皮 ECG 測定によって誘導される心拍数 HR の値は、パルス酸素濃度計測から光学的に誘導される脈拍数 PR より正確であり且つ信頼が置ける。加えて、胎児及び / 又は母の移動中、SpO<sub>2</sub> のパルス信号がそれらの動きで影響されることがあり、その結果、間違った脈拍数 PR が伝えられることがあり得るのである。これらの場合、ユーザに与えられる警報は、測定結果をより十分理解する上で手助けとなり、従って、患者の取扱い方を改善することになる。20

**【 0028 】**

一致度評価ユニット 40 は、当分野で周知の任意のハードウェア又はソフトウェアによって具体化してよい。

**【 0029 】**

好ましい実施形態においては、本発明による一致度検出方法は、デジタル構成部品 ( digital component ) と集積マイクロプロセッサ ( integrated microprocessor ) を使って実行されている。しかし、アナログ又は部分的アナログ計測も適宜に可能である。30

**【 0030 】**

本発明による一致度検出方法に関する、特に、一致度検出ユニット 20 に関するその他の実施形態は、HR 1 を脈拍数 PR で置き換え且つ HR 2 を心拍数 HR で置き換えることにより、又はその逆を実施することにより、米国特許第 5,123,420 号公報から誘導することができる。特に、米国特許第 5,123,420 号公報の記述に対応する部品類に加えて、図 2 ~ 4 , 6 , 7 , 8 , 9 , 10 に説明されている種々の一致度検出方法とその装置は、本願発明の目的に適用でき、且つ参考として本明細書に引用されるものである。

**【 0031 】**

以下に本発明の実施の形態を要約する。

**【 0032 】**

1 . パルス酸素濃度計測で得られる脈拍数を表す第一信号 ( PR ) と、心拍数を表す第二信号 ( HR ) とを受信する一致度認識ユニット ( 10 ) において、前記一致度認識ユニットが、40

第一信号 ( PR ) と第二信号 ( HR ) との間の一致度を表す第三信号 ( 30 ) を生成する一致度検出ユニット ( 20 ) を有する一致度認識ユニット ( 10 ) 。

**【 0033 】**

2 . 前記第三信号 ( 30 ) を受信し、前記第三信号 ( 30 ) が与えられた限界に関して予め定められた関係を越える場合に、第四信号 ( 50 ) を生成する一致度評価ユニット ( 40 ) を更に有する上記 1 記載の一致度認識ユニット ( 10 ) 。

**【 0034 】**

10

20

30

40

50

3. 前記一致度検出ユニット(20)が、前記第一信号(PR)と前記第二信号(HR)との間の一致度を測定するための装置を備える上記1記載の一致度認識ユニット(90)。

#### 【0035】

4. 前記一致度検出ユニット(20)が、

前記第一信号(PR)と前記第二信号(HR)とを受信して、該第一信号(PR)と第二信号(HR)との間の差を表す差信号を生成する加算回路(100)と、

前記差信号を予め定められた限界と比較し且つその差信号に対応する出力を生成する第一比較器(120)と、

前記第一比較器(120)から受けた前記出力を加算する積分回路(130)と、

前記積分回路(130)によって供給された信号を1つ以上のしきい値と比較し且つ第三信号(30)を生成する第二比較器(140)と、

を備える上記1記載の一致度認識ユニット(90)。

#### 【0036】

5. 前記一致度検出ユニット(20)が、更に、前記差信号を受信して該差信号の絶対値を生成する絶対値発生器(110)を備え、それによって、前記第一比較器(120)が前記差信号の絶対値を受信し且つそれを予め定められた限界と比較して、該差信号の絶対値に対応した出力を生成する上記4記載の一致度認識ユニット(90)。

#### 【0037】

6. パルス酸素濃度計測ユニットにおいて、

脈拍数を表す第一信号(PR)を発生するパルス酸素濃度計(60)と、

心拍数を表す第二信号(HR)を発生する心拍数決定ユニット(70)と、

上記1から5のいずれか1つの一致度認識ユニット(10)と、

を有して構成され、

それによって、前記一致度認識ユニット(10)は、前記パルス酸素濃度計(60)からの第一信号(PR)と、前記心拍数決定ユニット(70)からの第二信号(HR)とを受信し、且つ該第一信号(PR)と該第二信号(HR)との間の一致度を表す第三信号(30)をパルス酸素濃度計(60)へ送信して測定された酸素飽和値の精度を確認するパルス酸素濃度計測ユニット。

#### 【0038】

7. 前記一致度認識ユニット(10)が脈拍数と心拍数との間の不一致を認識する場合に、前記一致度認識ユニット(10)が前記パルス酸素濃度計(60)へ警報信号(50)を送信して酸素飽和値が十分な精度が無く及び／又は無効であることを知らせる上記6記載のパルス酸素濃度計測ユニット。

#### 【0039】

8. パルス酸素濃度計(60)によって測定された酸素飽和値の精度を確認する方法において、

(a) パルス酸素濃度計測から得られる脈拍数を表す第一信号(PR)と心拍数を表す第二信号(HR)とを受信するステップと、

(b) 前記第一信号(PR)と前記第二信号(HR)との間の一致度を表す第三信号(30)を生成するステップと、

を有する酸素飽和値の精度確認方法。

#### 【0040】

9. 更に、(c)前記第三信号(30)が与えられた限界に関する予め定義された関係を越える場合に、前記第三信号(30)から第四信号(50)を生成するステップを有する上記8記載の酸素飽和値の精度確認方法。

#### 【0041】

10. 更に、(d)前記脈拍数と心拍数との間の不一致が認識される場合に、前記パルス酸素濃度計(60)へ警報信号(50)を送信して、前記パルス酸素濃度計(60)で測定される場合の酸素飽和値が十分な精度が無く及び／又は無効であることを知らせるステ

10

20

30

40

50

ツップを有する上記 8 又は 9 記載の酸素飽和値の精度認識方法。

【0042】

【発明の効果】

上述のように、本発明の一致度認識ユニットによれば、脈拍数と心拍数と間の一致度を検出することにより、成人、小児、新生児のようなあらゆる患者の測定された酸素飽和値の精度を確認することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る心拍数および脈拍数間の一致度検出を実施する一致度認識ユニットの主要部を示すブロック図である。

【図 2】本発明に係るパルス酸素濃度計測ユニットを示すブロック図である。 10

【図 3】一致度検出ユニットの好ましい実施形態を示すブロック図である。

【符号の説明】

10 一致度認識ユニット

20 一致度検出ユニット

30 第三信号

40 一致度評価ユニット

50 第四信号

60 パルス酸素濃度計

70 心拍数決定ユニット

100 加算回路

110 絶対値発生器

120 しきい値比較器

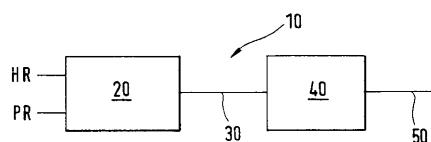
130 積分回路

140 第二しきい値比較器

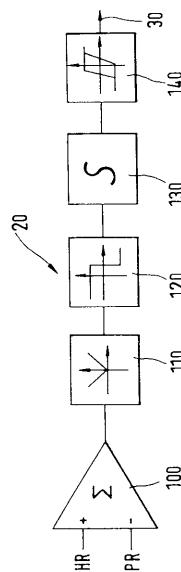
10

20

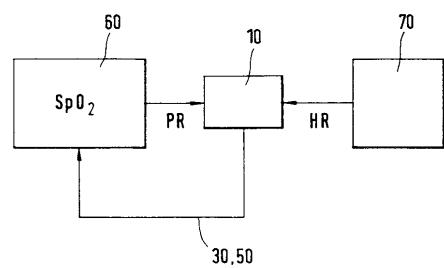
【図 1】



【図 3】



【図 2】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100096921  
弁理士 吉元 弘  
(74)代理人 100103263  
弁理士 川崎 康  
(74)代理人 100087789  
弁理士 津軽 進  
(72)発明者 アンドレアス・ビンツス  
ドイツ連邦共和国 ベーブリングン, ツェペリンシュトラーセ 8  
(72)発明者 アンドレアス・ボース  
ドイツ連邦共和国 ボンドルフ, シュレーエンシュトラーセ 23 / 1

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開平09-122084(JP,A)  
特開平08-000629(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/1464  
A61B 5/0245  
A61B 5/0444