

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 572

(P2002 - 572A)

(43)公開日 平成14年1月8日 (2002.1.8)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 5/00		A 6 1 B 5/00	L 4 C 0 1 7 G 4 C 0 3 8
	5/0205	5/08	
	5/08	5/02	H

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001 - 144311(P2001 - 144311)

(22)出願日 平成13年5月15日(2001.5.15)

(31)優先権主張番号 MI2000A001070

(32)優先日 平成12年5月16日(2000.5.16)

(33)優先権主張国 イタリア(IT)

(71)出願人 501193001
 ポリテクニコ ディ ミラノ
 POLITECNICO DI MILANO
 イタリア、20133 ミラノ、ピアツァ レオナルド ダ ピンチ、32

(72)発明者 アルベルト レダエリー
 イタリア、20133 ミラノ、ピア テオドーシオ、23

(74)代理人 100066865
 弁理士 小川 信一 (外2名)

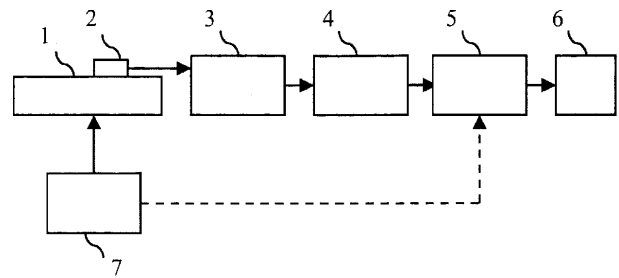
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 循環状況指数自動測定用のシステム及び方法

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 人工呼吸を受ける患者の、血圧値変動解析から出発する循環状況指数自動測定用のシステム及び方法を提供する。

【解決手段】 患者にプリセット無呼吸周期及びプリセット機械呼吸周期を受けさせるに適した手段7、血圧プローブ2、血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値を測定するための手段5、プリセット無呼吸周期における血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値の第一平均値を測定するための手段5、プリセット機械呼吸周期における前記血圧の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の第二平均値を測定するための手段5、プリセット機械呼吸周期における血圧の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の第三平均値を測定するための手段5、第二値と第一値との間の差に等しい循環状況第一指数を計算するための手段5、第三値と第一値との間の差に等しい循環状況第二指数を計算するための手段5、循環状況指数のディスプレイ6を含む患者の循環状況指数自動測定用システム。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】患者(1)の循環状況指数自動測定用システムであって、

前記患者にプリセット周期の無呼吸とプリセット周期の機械呼吸とを受けさせるに適した手段(7)と、

前記患者の前記プリセット周期における血圧値に関するアナログ信号を取得するための心臓血圧のプロープ

(2)と、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換するためのアナログ/デジタル/コンバータ(3)と、

前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値を測定するための手段(5)と無呼吸の前記プリセット周期における前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク第一平均値を測定する

ための手段(5)と、

機械呼吸の前記プリセット周期における前記血圧の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の第二平均値を測定するための手段(5)と、

機械呼吸の前記プリセット周期における前記血圧の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の第三平均値を測定するための手段(5)と、

前記第二値と前記第一値との間の差に等しい第一循環状況指数を計算するための手段(5)と、

前記第三値と前記第一値との間の差に等しい第二循環状況指数を計算するための手段(5)と、

前記循環状況指数のディスプレイ(6)と、を含むシステム。

【請求項 2】前記循環状況指数の少なくとも一つがプリセットインターバルを外れたとき前記ディスプレイ

(6)が警報信号を視覚化することを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】前記デジタル信号が帯域通過フィルタを用いて濾波されることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】患者(1)の循環状況指数の測定方法であって、

前記患者(1)にプリセット周期だけ無呼吸を受けさせるステップと、

前記患者にプリセット周期だけ機械呼吸を受けさせるステップと、

適切な血圧プロープ(2)を用いて前記患者の前記プリ

セット周期における血圧値を取得するステップと、

前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値を測定するステップと、

前記無呼吸周期における前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値の第一平均値を測定するステップと、

前記機械呼吸周期における前記血圧の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の第二平均値を測定するステップと、

前記機械呼吸周期における前記血圧の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の第三平均値を測定するステップと、

前記第二値と第一値との間の差に等しい循環状況第一指

数を計算するステップと、

前記第三値と第一値との間の差に等しい循環状況第二指数を計算するステップと、

前記循環状況指数をディスプレイ上に視覚化するステップと、の各ステップを含む方法。

【請求項 5】前記第一循環状況指数と前記第二循環状況指数との和に等しい第三循環状況指数を計算することを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】前記循環状況指数のうち少なくとも一つがプリセットインターバルの外にあるときは、警報信号が起動されることを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 7】前記無呼吸の周期に、無呼吸開始の第一インジケータと無呼吸終了の第二インジケータとを結合させること、を特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 8】前記無呼吸の周期に、無呼吸開始の第一インジケータと無呼吸終了の第二インジケータとを結合させること、を特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 9】前記インジケータを開始と終了とのインジケータ時期に結合するステップが、人手でおこなわれること、を特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の方法。

【請求項 10】前記インジケータを開始と終了とのインジケータ時期に結合するステップが、前記デジタル信号の流れ解析の手段を用いて自動的におこなわれること、を特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の方法。

【請求項 11】前記患者の血圧値を取得のステップが、血圧プロープにより供給される信号を受信するステップと、帯域通過フィルタを用いて 0.5 から 30 Hz の間のインターバルで前記信号を濾波するステップと、から生じることを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 12】前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値決定のステップが、

前記患者の心周期の時間振幅を決定するステップと、

第一心周期に関し前記時間振幅内の前記血圧ピーク値を決定するステップと、

直前のポジティブ心臓収縮ピーク値の時間位置に前記時間振幅を加えた和により与えられる位置を中心にした前記時間振幅のプリセット分画内で、前記血圧ピーク値を決定するステップと、の各ステップを含むことを特徴とする請求項 4 に記載の方法。

【請求項 13】前記患者の前記血圧値を、0.5 から 3 Hz の間の通過帯域を有するフィルタを用いて濾波する

ステップと、

前記血圧のネガティブピーク値を計算するステップと、

前記ネガティブピーク値の平均値を作成するステップと、

前記平均値をプリセット値だけ増加した値に等しい基準値を決定するステップと、

前記プリセットウインドウ内で測定した各単一ピーク値と前記基準値とを比較するステップと、

ピーク値が一つだけ前記基準値より低いときは、前記ウ

インドウの振幅を増加して請求項12のステップを繰り返すステップと、の各ステップを更に含むことを特徴とする請求項12に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人工呼吸を受ける患者の、血圧値変動解析から出発する、循環状況指数（心臓収縮圧力変動即ちSPV）自動測定用のシステム及び方法に関する。

【0002】本システムは、血圧値をトランスデューサから取得し、その値を自動解析して循環状況を秒単位で計算出来るようにする。

【0003】

【従来の技術】現在、循環状況指数は、血圧信号のグラフ用紙への記録から出発し、人手計算を実行して計算しており、これは時間を要し重大な誤謬を生じる恐れがある。

【0004】血圧信号は、プリセット臨床プロトコルにしたがって取得され、これには数秒間の無呼吸インターバル及び数秒間の機械呼吸インターバルを設ける。

【0005】

【発明の解決しようとする課題】記述した技術状態の観点から、本発明の目的は、結果を短時間で精密に表示することに加え、値がインターバルを外れた際には直ちに警告又は警報を発する能力のある、循環状況指数自動測定用システムを提供することにある。

【0006】

【発明を解決するための手段】本発明にしたがうと、前記目的は、前記患者にプリセット無呼吸周期及びプリセット機械呼吸周期を受けさせるに適した手段、前記患者の前記周期における血圧値に関するアナログ信号取得のための血圧プローブ、前記アナログ信号をデジタル信号に変換するためのアナログ/デジタルコンバータ、前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値を判定するための手段、前記プリセット無呼吸周期における前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値の第一平均値を判定するための手段、前記プリセット機械呼吸周期における前記血圧の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の第二平均値を判定するための手段、前記プリセット機械呼吸周期における前記血圧の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の第三平均値を判定するための手段、前記第二値と第一値との間の差に等しい循環状況第一指数を計算するための手段、前記第三値と第一値との間の差に等しい循環状況第二指数を計算するための手段、前記循環状況指数のディスプレイ、を含む患者の循環状況指数自動測定用のシステムを用いて達成される。

【0007】前記目的はまた、前記患者にプリセット周期だけ無呼吸を受けさせるステップ、前記患者にプリセット周期だけ機械呼吸を受けさせるステップ、適切な血圧プローブを用いて前記患者の前記プリセット周期にお

ける血圧値を取得するステップ、前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値を測定するステップ、前記無呼吸周期における前記血圧のポジティブ心臓収縮ピーク値の第一平均値を測定するステップ、前記機械呼吸周期における前記血圧の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の第二平均値を測定するステップ、前記機械呼吸周期における前記血圧の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の第三平均値を測定するステップ、前記第二値と第一値との間の差に等しい循環状況第一指数を計算するステップ、前記第三値と第一値との間の差に等しい循環状況第二指数を計算するステップ、前記循環状況指数をディスプレイ上に視覚化するステップ、の各ステップを含む患者の循環状況指数測定用の方法を用いて達成される。

【0008】

【発明の実施の形態】本発明の特性及び利点は、同封面に非限定例として示した実施例に関する以下の詳細説明から明らかになるであろう。

【0009】本発明にしたがう循環状況指数自動測定用システムの実施例を図1に示す。ここで血圧プローブ2がつながった患者1は、極めて象徴的に視覚化されている。プローブ2が発生したアナログ信号は、アナログ/デジタルコンバータ3の入力に送られる。この信号は次いで、通過帯域が0.5と30Hzの間が好適な帯域幅を有する帯域通過フィルタ4を用いて濾波し、適切なインターフェイス接続装備があり受信信号を精練するコンピュータ5に送るのが好適である。フィルタ4が実施する濾波は、コンピュータ5が直接実施することも出来る。コンピュータ5には警報信号ディスプレイ6が付属している。機械呼吸手段7が適切に患者1に接続されており、同品の作動又は不作動の状態を示す信号はこれらから読み取られてコンピュータ5に送られる。

【0010】循環状況指数は、手段7を用いて患者1に供給される機械呼吸が保留され、それにより患者が一時的無呼吸状態になる数秒間（例えば3秒）のインターバル、及びそれとは別に数秒間（例えば20秒）の機械呼吸インターバルを設けるプリセット臨床プロトコルに基づいて測定される。無呼吸周期は機械呼吸周期に先立つのが好適である。

【0011】これら二つの周期中に得られた心臓血圧信号は（アナログ/デジタル変換及び濾波の後）コンピュータ5に送られ、ここで精練をおこなう。

【0012】循環状況指数計算の流れ図を図2に示す。コンピュータ5は入力にデジタル信号20を受け取る。心周期毎のポジティブ心臓ピーク値21を判定する。機械呼吸及び無呼吸の二つの周期22は、上述のように、二つのグループ、ピーク値、に分けるよう定義される。ポジティブ心臓収縮ピーク値とは、心周期内の血圧ピーク値を意味する。機械呼吸の段階においては、ポジティブ心臓収縮ピーク値は波状に流れるので最大値と最小値を判定することが可能である。無呼吸の段階では全ての

ポジティブ心臓収縮ピーク値を考慮に入れる。

【0013】機械呼吸周期に関する心周期毎の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値23の測定を行って平均値26を算出する。

【0014】無呼吸周期に関する心周期毎のポジティブ心臓収縮ピーク値24の測定を行って平均値27を算出する。

【0015】機械呼吸周期に係る心周期毎の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値25の測定を行って平均値28を算出する。

【0016】機械呼吸周期に係る心周期毎の最大ポジティブ心臓収縮ピーク値の平均値と無呼吸周期に係る心周期毎のポジティブ心臓収縮ピーク値の平均値との差に等しく up と名付ける第一循環状況指数29を計算する。

【0017】機械呼吸周期に係る心周期毎の最小ポジティブ心臓収縮ピーク値の平均値と無呼吸周期に係る心周期毎のポジティブ心臓収縮ピーク値の平均値との差に等しく down と名付ける第二循環状況指数30を計算する。

【0018】SVPと名付ける第三循環状況指数を、指数 up と指数 down の和として計算するのが好適である。

【0019】心周期毎のポジティブ心臓収縮ピーク値21を判定するには、フィルタ4を用いて信号を濾波し、次いで信号の主周波数を決定する。これが信号周波数であらわしたスペクトル解析を用いた心臓周波数であって0.5と3Hzの間のインターバルのスペクトル中に存在する最高ピーク周波数を決定する。周波数であらわしたスペクトルは、例えば、受信信号の迅速フーリエ変換を実施して決定する。次いで、心周期当たりのポイント数を決定する。これはアナログ/デジタルコンバータの見本抽出周波数と血压信号の主周波数即ち心臓周波数との間の比として計算される。次いで心周期毎の心臓収縮血压ピーク値を決定する。第一サイクルについてピークは、サイクル当たりのポイント数に等しい振幅ウインドウ内で、又は心周期の時間振幅に等しい別の項目内で、探す。引き続きサイクルについて検索ウインドウは、全心周期のプリセット部分に等しく、心周期毎のポイント数の0.1倍から1倍の間であって、ウインドウはサイクル毎のポイント数の10分の1(0.1)に等しいのが好適であり、直前の血压ピーク位置から出発して集中するので、直前の心周期ピークの時間位置に心周期の時間振幅を加えた合計が与える位置に集中する。最大値に相当して探すべき心臓収縮血压ピーク値は、検査したポイントウインドウの内側にある。

【0020】追加実施例においては、(本方法は、サイクルの相対的最大値をピークとして不正確に同定する可能性がある) ポジティブ心臓収縮ピーク値の同定における誤認の可能性を避けるため、次のように進める。

起こり得る誤認は、遙かに低い値の相対的最大値が不正確にポジティブ心臓収縮ピーク値と混同されるので、第1ステップ(a)として、0.5-3Hz通過帯域を用い適切に濾波し、信号の全ての最大値及び最小値を削除した上で、血压グラフのネガティブ心臓拡張ピーク値を計算する。第二ステップ(b)として、これらの値の平均値を作る。第三ステップ(c)として、好適には10mmHgだけ増加した平均値に等しい基準値を決定する。増加するmmHgの値は、ゼロと、ポジティブ心臓収縮ピーク平均値とネガティブ心臓拡張ピーク平均値との間の差との間であって、とにかく30mmHg以下であるのが好適である。次いで、初期プリセット振幅ウインドウ(サイクル当たりポイント全数の10分の1に等しい)内で直前に決定した各単一心臓収縮ピーク値と前述の基準値との間で比較をおこなう。測定した全ピーク値が基準値を超えるときは、結果を正しいと判定する。ピーク値が一つでも基準値より低いときは、その結果を破棄する。この場合、振幅ウインドウを前のものより、例えば10%だけ、大きくして操作を繰り返す。つまりポジティブ心臓収縮ピーク値を新ウインドウの中で測定し直す。操作は、グラフの全てのピーク値が基準値を超えるまで繰り返す(100回まで)。

【0021】機械呼吸及び無呼吸の二つの周期22の同定は各種方法で行うことが出来る。一実施例においては、外部オペレータがカーソルを適切に動かして手動で二つのインターバルを決定する。二つのカーソルがあると、基準値(無呼吸インターバル)として用いる心臓血压の時間インターバルを同定することが出来、更に追加の二つのカーソルがあると、変化値(機械呼吸インターバル)として用いる心臓血压のインターバルを同定することが出来る。三つのカーソルではなく四つのカーソルを用いるのが好適である。この方法では、遷移相を有するおそれのある無呼吸から機械呼吸に行く辺りを血压グラフの一部と見なさない可能性があって、それが環状状況指数計算を変えることがあるからである。

【0022】別の実施例においては、二つのインターバルがプリセットプロトコルに基づいてプリセットされ、適切な光又は音響信号を用いて強調表示される。

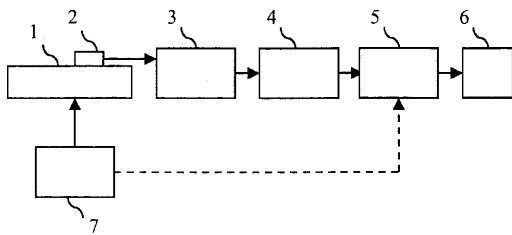
【0023】追加の実施例において二つのインターバルは、心臓収縮血压ピーク値グラフ進行解析を通じて自動的に決定される。グラフが殆ど定常の流れを示す部分は無呼吸インターバルに属する一方で、信号が傾斜変化を示す部分は呼吸インターバルに属する。又は代わりに、手段7がコンピュータ5に、同機械呼吸手段7の作動又は不作動状態を示す信号送る。

【0024】図3に、循環状況指数及び心臓グラフの視覚化の例を示す。別の型の視覚化も可能なことは明らかである。詳しく説明すると、参照番号50を付けて心臓血压の濾波信号のグラフを示し、参照番号51を付けてグラフ50から出発して同定されたポジティブピーク値

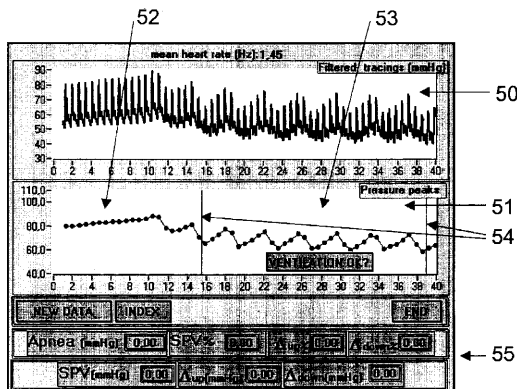
の流れを示す。視覚化されたインジケータ54がグラフの人工呼吸53に関する部分を指し示す一方で、グラフの無呼吸に関するいっそう定常な流れを指し示す。加えて、各種循環状況指数55が示されている。正常インターバルを外れた値の場合、前記指数を点滅させるか又はその他の型の警告及び/又は警報を起動することが出来る。

【0025】本発明にしたがうシステムは、各種方法で構築することが出来る。センサからのデータ取得は（操作室に既設の）適切な計器を用いて直接おこなうことが出来る、またデータの精練はそれらに接続されたコンピュ

【図1】



【図3】



*ータ又は同計器に内蔵されたマイクロプロセッサカードにより実行することが出来る。代案においては、データを取得し、精密化することのできる機能を有する特殊計器を作成することが出来る。

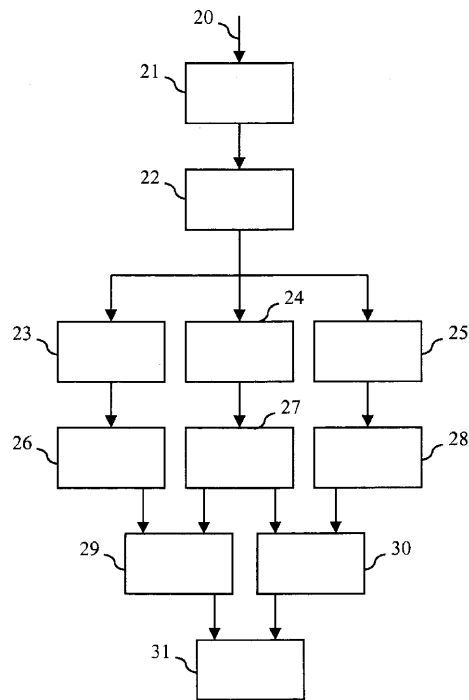
【図面の簡単な説明】

【図1】本発明にしたがう循環状況指数の自動測定用システムの例の簡略化ブロック図を示す。

【図2】循環状況指数計算に関する流れ図を示す。

【図3】循環状況指数及び心臓グラフの視覚化の例を示す。

【図2】



フロントページの続き

(71)出願人 501193001
 Piazza Leonardo da
 Vinci, 3220133 MILANO - I
 taly
 (72)発明者 モニカ ソンチーニ
 イタリア、20149 ミラノ、ピア マルゲ
 ーラ、5

(72)発明者 ジュセッペ スーシニ
 イタリア、20129 ミラノ、ピア ジ ガ
 リーナ、8
 Fターム(参考) 4C017 AA01 AA14 BB02 BC07 BC11
 BC14 CC01 DD14 DD17 EE15
 FF30
 4C038 SS09 ST01 ST09

专利名称(译)	用于自动测量循环状态指数的系统和方法		
公开(公告)号	JP2002000572A	公开(公告)日	2002-01-08
申请号	JP2001144311	申请日	2001-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	尼科理工米兰 米兰理工大学		
申请(专利权)人(译)	Poritekuniko米兰		
[标]发明人	アルベルトレダエリー モニカソッチーニ ジュセッペスーシニ		
发明人	アルベルト レダエリー モニカ ソッチーニ ジュセッペ スーシニ		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/08 A61M16/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61M16/00 A61M16/0051 A61M16/021 A61M2230/30		
FI分类号	A61B5/00.L A61B5/00.G A61B5/08 A61B5/02.H A61B5/02.D		
F-TERM分类号	4C017/AA01 4C017/AA14 4C017/BB02 4C017/BC07 4C017/BC11 4C017/BC14 4C017/CC01 4C017/DD14 4C017/DD17 4C017/EE15 4C017/FF30 4C038/SS09 4C038/ST01 4C038/ST09 4C117/XA04 4C117/XB04 4C117/XD24 4C117/XE15 4C117/XE64 4C117/XG17 4C117/XG33 4C117/XJ05 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XJ46 4C117/XJ47		
优先权	102000900846070 2000-05-16 IT		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(带更正) 要解决的问题: 提供一种从血压波动分析开始自动测量接受人工呼吸的患者的循环状态指数的系统和方法。 解决方案: 一种适于使患者经受预设的呼吸暂停循环和预设的机械抽吸循环的装置, 血压探头2, 用于测量血压的正收缩期峰值的装置5以及在预设的呼吸暂停循环中的血压。 在预设的机械呼吸周期中, 用于测量收缩期正峰值的第一平均值的装置5, 在预设的机械呼吸周期中, 用于测量所述血压的最大正收缩期峰值的第二平均值的装置5 测量血压的最小收缩期正峰值的第三平均值的装置5, 用于计算循环状态的第一指标等于第二值与第一值5之差的装置, 第三 一种计算第二循环状态指数等于第一值与第一值之差的装置。 天哪

