

(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2003 - 310579

(P2003 - 310579A)

(43)公開日 平成15年11月5日 (2003.11.5)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト* (参考)
A 6 1 B 5/145		A 6 1 B 5/00	102 A 4 C 0 1 7
	102	5/08	4 C 0 3 8
	5/022	5/14	310
	5/0245	5/02	310 J
	5/08		337 F

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 9 数) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2002 - 123065(P2002 - 123065)

(22)出願日 平成14年4月24日(2002.4.24)

(71)出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(72)発明者 布目 知弘

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式

会社内

(74)代理人 100085361

弁理士 池田 治幸

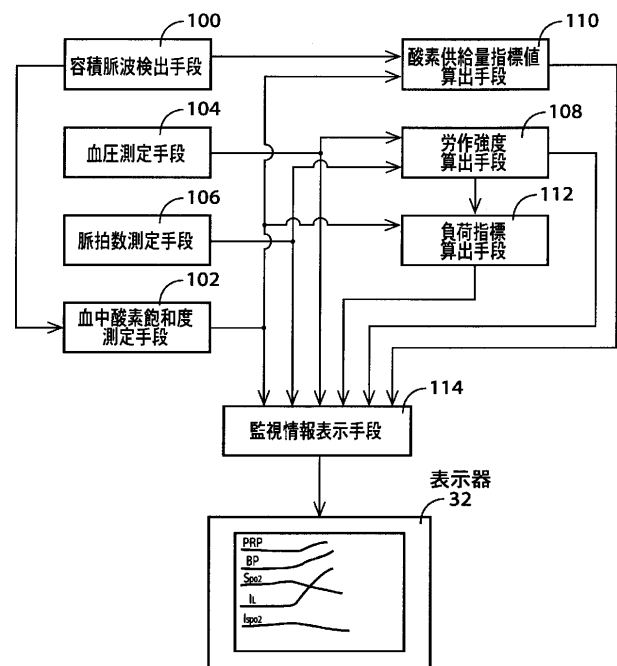
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 生体監視装置

(57)【要約】

【課題】 監視中の生体において肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに検知される生体監視装置を提供する。

【解決手段】 監視情報表示手段114により、生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータ(推定血圧値E B P、脈拍数H R、労作強度P R P)と、血液中の酸素飽和状態を示す血中酸素飽和度 $S_{P_{O_2}}$ とが、相互に対比可能に同時表示されるので、上記循環器関連パラメータの上昇傾向と血中酸素飽和度の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、前記循環器関連パラメータ測定手段および血中酸素飽和度測定手段により逐次測定された前記循環器関連パラメータおよび血中酸素飽和度を、相互に対比可能に同時表示する表示手段とを、含むことを特徴とする生体監視装置。

【請求項2】 前記循環器関連パラメータ測定手段により測定される循環器関連パラメータは、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値の少なくとも1つである請求項1の生体監視装置。

【請求項3】 前記表示手段は、前記循環器関連パラメータおよび血中酸素飽和度を、対比可能にトレンド表示するものである請求項1または2の生体監視装置。

【請求項4】 生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、前記生体の容積脈波を逐次検出する容積脈波検出手段と、該容積脈波検出手段により検出された容積脈波の振幅または面積と前記血中酸素飽和度を相互に乗算した値に基づいて、前記生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標値を逐次算出する酸素供給量指標値算出手段とを、含むことを特徴とする生体監視装置。

【請求項5】 前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、前記酸素供給量指標値算出手段により算出される酸素供給量指標値と、前記循環器関連パラメータ測定手段により測定される循環器関連パラメータとを、相互に対比可能にトレンド表示する表示手段とを、含むことを特徴とする請求項4の生体監視装置。

【請求項6】 生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、前記循環器関連パラメータ測定手段により逐次測定された循環器関連パラメータを前記血中酸素飽和度測定手段により測定された酸素飽和度で割った値に基づいて、前記生体の負荷に対応する負荷指標値を算出する負荷指標算出手段とを、含むことを特徴とする生体監視装置。

【請求項7】 前記負荷指標算出手段により算出される

負荷指標値と、前記循環器関連パラメータ測定手段により測定される循環器関連パラメータとを、相互に対比可能にトレンド表示する表示手段を、さらに含むことを特徴とする請求項6の生体監視装置。

【請求項8】 前記循環器関連パラメータ測定手段は、前記生体の労作強度に対応する労作強度値を逐次算出するものであり、前記負荷指標算出手段は、該労作強度値を前記血中酸素飽和度測定手段により測定された酸素飽和度で割った値に基づいて、前記生体の負荷に対応する負荷指標値を算出するものである請求項6または7の生体監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、生体の循環器の負荷状態を監視する生体監視装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体監視装置の一種に、生体の循環器の負荷に関連して変化する血圧値、脈拍数、或いは血圧値と脈拍数の積である労作強度値の少なくとも1つがトレンド表示されたり、或いは予め設定された正常範囲を超えると警報が出力されたりして、生体の循環器の負荷状態を監視するものがある。このような生体監視装置は、運動中の生体や手術後の生体の負荷状態を好適に監視することができる。

【0003】

【発明が解決すべき課題】しかしながら、たとえば運動負荷試験時において、呼吸器に異常があってガス交換が十分に行われない場合は、速やかに生体の運動を停止しなければならないけれども、血圧値、脈拍数、或いは血圧値と脈拍数の積である労作強度値を用いて生体監視を行う上記従来の生体監視装置では、速やかに生体の運動を停止しなければならない状態であることの発見が遅れてしまうという不都合があった。

【0004】本発明は以上の事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに検知されるような生体監視装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための第1の手段】上記目的を達成するための第1発明の要旨とするところは、生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、(a) 前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、(b) 前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、(c) 前記循環器関連パラメータ測定手段および血中酸素飽和度測定手段により逐次測定された前記循環器関連パラメータおよび血中酸素飽和度を、相互に対比可能に同時表示する表示手段とを、含むことにある。

【0006】

【第1発明の効果】このようにすれば、表示手段によ

り、生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータと血液中の酸素飽和状態を示す血中酸素飽和度とが、相互に対比可能に同時表示されるので、上記循環器関連パラメータの上昇傾向と血中酸素飽和度の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0007】

【第1発明の他の態様】ここで、好適には、前記循環器関連パラメータ測定手段により測定される循環器関連パラメータは、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値の少なくとも1つである。このようにすれば、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値の少なくとも1つと血中酸素飽和度とが、表示手段により、相互に対比可能に同時表示されるので、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値の上昇傾向と血中酸素飽和度の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0008】また、好適には、前記表示手段は、前記循環器関連パラメータおよび血中酸素飽和度を、対比可能にトレンド表示するものである。このようにすれば、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値などの循環器関連パラメータの上昇傾向と血中酸素飽和度の低下傾向とが容易に認識される利点がある。

【0009】

【課題を解決するための第2の手段】前記目的を達成するための第2発明の要旨とするところは、生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、(a) 前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、(b) 前記生体の容積脈波を逐次検出する容積脈波検出手段と、(c) その容積脈波検出手段により検出された容積脈波の振幅または面積と前記血中酸素飽和度とを相互に乗算した値に基づいて、前記生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標値を逐次算出する酸素供給量指標値算出手段とを、含むことにある。

【0010】

【第2発明の効果】このようにすれば、酸素供給量指標値算出手段により、容積脈波検出手段により検出された容積脈波の振幅または面積と前記血中酸素飽和度とを相互に乗算した値に基づいて、前記生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標値が逐次算出されることから、その酸素供給量指標値に基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識或いは検知される。

【0011】

【第2発明の他の態様】ここで、好適には、(d) 前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、(e) 前記酸素供給量指標値算出手段により算出される酸素供給量指標値と、前記循環器関連パラメータ測定手段により測

定される循環器関連パラメータとを、相互に対比可能にトレンド表示する表示手段とを、含むことにある。このようにすれば、表示手段により、酸素供給量指標値と循環器関連パラメータとが相互に対比可能にトレンド表示されるので、循環器関連パラメータの上昇傾向と酸素供給量指標値の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0012】

【課題を解決するための第3の手段】前記目的を達成するための第3発明の要旨とするところは、生体の負荷を監視するための生体監視装置であって、(a) 前記生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータを逐次測定する循環器関連パラメータ測定手段と、(b) 前記生体の血中酸素飽和度を逐次測定する血中酸素飽和度測定手段と、(c) 前記循環器関連パラメータ測定手段により逐次測定された循環器関連パラメータを前記血中酸素飽和度測定手段により測定された酸素飽和度で割った値に基づいて、前記生体の負荷に対応する負荷指標値を算出する負荷指標算出手段とを、含むことにある。

【0013】

【第3発明の効果】このようにすれば、負荷指標算出手段により、循環器関連パラメータ測定手段により逐次測定された循環器関連パラメータを前記血中酸素飽和度測定手段により測定された酸素飽和度で割った値に基づいて、前記生体の負荷に対応する負荷指標値が逐次算出されることから、その負荷指標値に基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識或いは検知される。

【0014】

【第3発明の他の態様】ここで、好適には、(d) 前記負荷指標算出手段により算出される負荷指標値と、前記循環器関連パラメータ測定手段により測定される循環器関連パラメータとを、相互に対比可能にトレンド表示する表示手段を、さらに含むことにある。このようにすれば、血圧値、脈拍数、血圧値と脈拍数の積である労作強度値などの循環器関連パラメータの上昇傾向と負荷指標値の上昇傾向との相対的な時期的変化が容易に認識される利点がある。

【0015】

【第3発明の他の態様】また、好適には、前記循環器関連パラメータ測定手段は、前記生体の労作強度に対応する労作強度値を逐次算出するものであり、前記負荷指標算出手段は、その労作強度値を前記血中酸素飽和度測定手段により測定された酸素飽和度で割った値に基づいて、前記生体の負荷に対応する負荷指標値を算出するものである。このようにすれば、労作強度値を酸素飽和度で割った値に基づいて負荷指標値が算出されるので、負荷の変化と酸素飽和度の変化とが強調された負荷指標値により、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0016】

【発明の好適な実施の態様】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された生体監視装置8の構成を説明する図であり、連続血圧測定機能、脈拍数測定機能、酸素飽和度測定機能、労作強度測定機能、酸素供給量測定機能、負荷指標値測定機能などを備えている。

【0017】図1において、生体監視装置8は、ゴム製袋を布製帯状袋内に有して、たとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態に切り換えられるように構成されている。

【0018】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出して、その圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧を表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SM₁を周波数的に弁別してその脈波信号SM₁をA/D変換器30を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SM₁が表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波である。

【0019】上記電子制御装置28は、CPU29、ROM31、RAM33、および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU29は、ROM31に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して切換弁16および空気ポンプ18を制御し、たとえばオシロメトリック法による血圧測定のための一連の測定動作を実行させ、血圧値を測定するとともに、得られた血圧測定値を表示器32に表示させる。

【0020】パルスオキシメータ用光電脈波検出プローブ38(以下、単にプローブという)は、毛細血管を含む末梢動脈へ伝播した脈波を検出する第2脈波検出装置として機能するものであり、例えば、被測定者のたとえば指尖部などの体表面40に図示しない装着バンド等により密着した状態で装着されている。プローブ38は、一方向において開口する容器状のハウジング42と、そのハウジング42の底部内面の外周側に位置する部分に設けられ、LED等から成る複数の第1発光素子44_aおよび第2発光素子44_b(以下、特に区別しない場合は単に発光素子44という)と、ハウジング42の底部

内面の中央部分に設けられ、フォトダイオードやフォトトランジスタ等から成る受光素子46と、ハウジング42内に一体的に設けられて発光素子44及び受光素子46を覆う透明な樹脂48と、ハウジング42内において発光素子44と受光素子46との間に設けられ、発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光のその体表面40から受光素子46に向かう反射光を遮光する環状の遮蔽部材50とを備えて構成されている。

【0021】上記第1発光素子44_aは、例えば660nm程度の波長の赤色光を発光し、第2発光素子44_bは、例えば800nm程度の波長の赤外光を発光するものである。これら第1発光素子44_a及び第2発光素子44_bは、一定時間づつ順番に所定周波数で発光させられると共に、それら発光素子44から前記体表面40に向かって照射された光の体内の毛細血管が密集している部位からの反射光は共通の受光素子46によりそれぞれ受光される。なお、発光素子44の発光する光の波長は上記の値に限られず、第1発光素子44_aは酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとの吸光係数が大きく異なる波長の光を、第2発光素子44_bはそれらの吸光係数が略同じとなる波長の光をそれぞれ発光するものであればよい。

【0022】受光素子46は、その受光量に対応した大きさの光電脈波信号SM₃をローパスフィルタ52を介して出力する。受光素子46とローパスフィルタ52の間には増幅器等が適宜設けられる。ローパスフィルタ52は、入力された光電脈波信号SM₃から脈波の周波数よりも高い周波数を有するノイズを除去し、そのノイズが除去された信号SM₃をデマルチプレクサ54に出力する。この光電脈波信号SM₃が表す光電脈波は、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波である。

【0023】デマルチプレクサ54は、電子制御装置28からの信号に従って第1発光素子44_a及び第2発光素子44_bの発光に同期して切り換えられることにより、赤色光による電気信号SM_Rをサンプルホールド回路56及びA/D変換器58を介して、赤外光による電気信号SM_{IR}をサンプルホールド回路60及びA/D変換器62を介して、それぞれ電子制御装置28の図示しないI/Oポートに逐次供給する。サンプルホールド回路56、60は、入力された電気信号SM_R、SM_{IR}をA/D変換器58、62へ出力する際に、前回出力した電気信号SM_R、SM_{IR}についてのA/D変換器58、62における変換作動が終了するまでに、次に出力する電気信号SM_R、SM_{IR}をそれぞれ保持するためのものである。

【0024】電子制御装置28は、駆動回路64に制御信号SLVを出力して発光素子44_a、44_bを順次所定の周波数で一定時間づつ発光させる一方、それら発光素子44_a、44_bの発光に同期して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより、

前記電気信号 S_{M_R} をサンプルホールド回路56に、電気信号 $S_{M_{I_R}}$ をサンプルホールド回路60にそれぞれ振り分ける。そして、電子制御装置28は、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から上記電気信号 S_{M_R} 、 $S_{M_{I_R}}$ の振幅値に基づいて生体の血中酸素飽和度 S_{PO_2} (%)を所定の周期で繰り返し算出し、表示器32に表示させる。

【0025】圧脈波センサ68は、図2に詳しく示すように、患者の上腕部12の動脈下流側の部位、たとえば手首において、容器状を成すハウジング74の開口端が表皮70に対向する状態で装着バンド72により手首に着脱可能に取り付けられるようになっている。圧脈波センサ68では、ハウジング74の内部には、ダイヤフラム76に固定された押圧部材80が相対移動可能かつハウジング74の開口端からの突出し可能に設けられており、これらハウジング74およびダイヤフラム76等によって圧力室75が形成されている。この圧力室75内には、空気ポンプ86から調圧弁88を経て圧力エアが供給されるようになっており、これにより、押圧部材80は圧力室75内の圧力に応じた押圧力 P_{HD} で表皮70の直下の橈骨動脈78に向かって押圧される。

【0026】上記押圧部材80は、たとえば、単結晶シリコン等から成る半導体チップの平坦な押圧面81に多数の半導体感圧素子(図示せず)が橈骨動脈78と直交する方向にたとえば0.2mm程度の間隔で配列されて構成されており、手首の表皮40の直下の橈骨動脈78に向かって押圧されることにより、橈骨動脈78から表皮80を介して伝達される圧力振動波すなわち圧脈波を1拍毎に検出し、その圧脈波を表す圧脈波信号 S_{M_2} をA/D変換器82を介して電子制御装置28へ供給する。

【0027】また、前記電子制御装置28のCPU30は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従って、押圧力調節装置84の空気ポンプ86および調圧弁88へ駆動信号を出力し、圧力室75内の圧力すなわち押圧部材80の表皮に対する押圧力を、橈骨動脈78の管壁の一部が平坦となる最適押圧値 P_{HDP} を決定し且つその値を保持するように調節する。すなわち、生体の連続血圧測定に際しては、圧力室75内の圧力変化過程で逐次得られる圧脈波信号 S_{M_2} に基づいて押圧部材80の最適押圧力 P_{HDP} が決定され、押圧部材80の最適押圧力 P_{HDP} を維持するように調圧弁88が制御される。

【0028】図3は、前記電子制御装置28の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。図3において、容積脈波検出手段100は、受光素子46の受光量に対応した大きさの光電脈波信号 S_{M_3} をローパスフィルタ52を介して採取することにより、患者の脈拍に同期して発生する容積脈波を逐次検出する。血中酸素飽和度測定手段102は、前記駆動回路64により発光素子44_a、44_bを順次所定の周波数で一定時間づつ発光させつつ、それら発光素子44_a、44_bの発光に同期

して切換信号SCを出力してデマルチプレクサ54を切り換えることにより受光素子46から交互に得られた電気信号 S_{M_R} 、 $S_{M_{I_R}}$ の振幅値に基づいて、血中酸素飽和度を算出するために予め記憶された演算式から、患者の血中酸素飽和度 S_{PO_2} (%)を所定の周期で繰り返し測定する。

【0029】血圧測定手段104は、カフ10を用いて測定された血圧値と圧脈波センサ68から得られた圧脈波信号 S_{M_2} との間の所定のキャリアレーション周期で予め求められた関係から、実際の圧脈波信号 S_{M_2} の大きさに基づいて推定血圧値EBPを一拍毎に連続的に決定する。脈拍数測定手段106は、上記圧脈波信号 S_{M_2} 或いは前記光電脈波信号 S_{M_3} に基づいて患者の脈拍数(=脈の発生回数/単位時間)HRを算出する。

【0030】労作強度算出手段108は、上記血圧測定手段104により逐次測定された血圧値BPと上記脈拍数測定手段106により逐次測定された脈拍数HRとの積である労作強度PRPを算出する。上記血圧値BP、脈拍数HR、労作強度PRPは、生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータに対応し、上記血圧測定手段104、脈拍数測定手段106、および労作強度算出手段108は、循環器関連パラメータ測定手段に対応している。

【0031】酸素供給量指標値算出手段110は、前記容積脈波検出手段100により検出された容積脈波すなわち光電脈波信号 S_{M_3} の面積Sを算出し、その面積Sと前記血中酸素飽和度測定手段102により逐次測定された酸素飽和度 S_{PO_2} との積を算出することにより、生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標 I_{SPO_2} を算出する。なお、上記光電脈波信号 S_{M_3} の面積Sに替えて、その面積に概略対応していると考えられる振幅が用いられてもよい。

【0032】負荷指標算出手段112は、生体に加えられる負荷の大きさを容易に認識できるように、上記血圧値BP、脈拍数HR、労作強度PRPなどの循環器関連パラメータ、たとえば労作強度PRPを上記血中酸素飽和度測定手段102により逐次測定された酸素飽和度 S_{PO_2} で割った値(=PRP/ S_{PO_2})に基づいて、生体の負荷の変化を顕著に示す負荷指標値 I_L として算出する。

【0033】監視情報表示手段114は、上記推定血圧値EBP、脈拍数HR、労作強度PRP、酸素飽和度 S_{PO_2} 、酸素供給量指標 I_{SPO_2} 、負荷指標値 I_L を、たとえば図5に示すように、表示器32の表示画面内に設けられた共通の時間軸90を有する二次元グラフ内でトレンド表示させる。

【0034】図4は、前記電子制御装置28の制御作動の要部を説明するフローチャートである。図4において、ステップ(以下、ステップを省略する)S1では、光電脈波信号 S_{M_3} 、電気信号 S_{M_R} 、 $S_{M_{I_R}}$ 、圧脈波

信号 SM_2 などの生体信号が読み込まれるとともに、それらから算出された、血圧値 BP 、脈拍数 HR 、酸素飽和度 S_{PO_2} などの生体情報が読み込まれる。次いで、前記酸素供給量指標値算出手段110に対応する S_2 では、生体の容積脈波すなわち光電脈波信号 SM_3 の面積 S が算出され、その面積 S と上記逐次測定された酸素飽和度 S_{PO_2} との積が、生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標 I_{SPO_2} として算出される。次に、前記労作強度算出手段108に対応する S_3 において、逐次測定された推定血圧値 EBP と上記脈拍数 HR との積である労作強度 PRP が算出される。また、前記負荷指標算出手段112に対応する S_4 において、生体に加えらるる負荷の大きさを容易に認識できるように、上記血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP などの循環器関連パラメータを上記血中酸素飽和度測定手段102により逐次測定された酸素飽和度 S_{PO_2} で割った値(= EBP/S_{PO_2} 、 HR/S_{PO_2} 、 PRP/S_{PO_2})である、生体の負荷の変化を顕著に示す負荷指標値 I_L が算出される。そして、監視情報表示手段114に対応する S_5 において、推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP 、酸素飽和度 S_{PO_2} 、酸素供給量指標 I_{SPO_2} 、負荷指標値 I_L が、たとえば図5に示すように、表示器32の表示画面内に設けられた共通の時間軸90を有する二次元グラフ内でトレンド表示される。

【0035】上述のように、本実施例によれば、監視情報表示手段114(S_5)により、生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP)と、血液中の酸素飽和状態を示す血中酸素飽和度 S_{PO_2} とが、相互に対比可能に同時表示されるので、上記循環器関連パラメータの上昇傾向と血中酸素飽和度の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0036】また、本実施例によれば、循環器関連パラメータ測定手段(血圧測定手段104、脈拍数測定手段106、および労作強度算出手段108)により測定される循環器関連パラメータは、推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP であるので、推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、推定血圧値 EBP と脈拍数 HR の積である労作強度値 PRP の上昇傾向と、血中酸素飽和度 S_{PO_2} の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0037】また、本実施例によれば、監視情報表示手段114(S_5)は、上記循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP)と、血液中の酸素飽和状態を示す血中酸素飽和度 S_{PO_2} とを、表示器32において対比可能にトレンド表示するものである。その循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP)の上昇傾向と、血中

酸素飽和度 S_{PO_2} の低下傾向とが容易に認識される利点がある。

【0038】また、本実施例によれば、酸素供給量指標値算出手段110(S_2)により、容積脈波である光電脈波信号 SM_3 の面積 S が算出され、その面積 S と上記逐次測定された酸素飽和度 S_{PO_2} との積が、生体に供給される酸素供給量に対応する酸素供給量指標 I_{SPO_2} として逐次算出されることから、その酸素供給量指標値 I_{SPO_2} に基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識或いは検知される。

【0039】また、本実施例によれば、循環器関連パラメータ測定手段(血圧測定手段104、脈拍数測定手段106、および労作強度算出手段108)に測定された生体の負荷に関連して変化する循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP)と、酸素供給量指標値算出手段110により算出される酸素供給量指標値 I_{SPO_2} とが、相互に対比可能にトレンド表示する監視情報表示手段114(S_5)が設けられているので、循環器関連パラメータの上昇傾向と酸素供給量指標値 I_{SPO_2} の低下傾向とに基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が速やかに認識される。

【0040】また、本実施例によれば、負荷指標算出手段112(S_4)により、循環器関連パラメータ測定手段(血圧測定手段104、脈拍数測定手段106、および労作強度算出手段108)により逐次測定された循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、または労作強度 PRP)を、血中酸素飽和度測定手段102により測定された酸素飽和度 S_{PO_2} で割った値に基づいて、生体の負荷に対応する負荷指標値 I_L が逐次算出されることから、その負荷指標値 I_L に基づいて、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常が速やかに認識或いは検知される。特に、上記生体の負荷に対応する負荷指標値が、労作強度値 PRP を血中酸素飽和度測定手段102により測定された酸素飽和度 S_{PO_2} で割った値に基づいて算出される場合には、生体の負荷の変化と酸素飽和度の変化とが強調された負荷指標値 I_L により、循環器に負荷がかかっている生体の肺の換気機能の異常低下或いは不足が一層速やかに認識される。

【0041】また、本実施例によれば、負荷指標算出手段112(S_4)により算出される負荷指標値 I_L と、循環器関連パラメータ測定手段(血圧測定手段104、脈拍数測定手段106、および労作強度算出手段108)により測定される循環器関連パラメータ(推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、労作強度 PRP)とを、相互に対比可能にトレンド表示する監視情報表示手段114(S_5)が設けられているので、推定血圧値 EBP 、脈拍数 HR 、血圧値 EBP と脈拍数 HR の積である労作強度値 PRP などの循環器関連パラメータの上昇傾向と負

荷指標値 I_L の上昇傾向との相対的な時期的変化が容易に認識される利点がある。

【0042】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0043】たとえば、前述の実施例において、血压測定手段104は、たとえば一拍毎に逐次求められる推定血压値EBPを測定するものであったが、カフ10を用いて数分乃至十数分毎にオシロメトリック法或いはコトコフ音法により求められる血压値を測定するものであ

ってもよい。
【0044】また、前述の実施例において、循環器関連パラメータとして、推定血压値EBP、脈拍数HR、血压値EBPと脈拍数HRの積である労作強度値PRPが用いられていたが、それらには係数或いは定数が適宜加えられていてもよい。

【0045】また、前述の実施例において、酸素供給量指標値 $I_{s_{pO_2}}$ は、連続的に測定された光電脈波信号 S_{M_3} の面積 S またはその光電脈波信号 S_{M_3} の振幅と酸素飽和度 S_{pO_2} との積として逐次算出された値としていた

が、それらの算出式内或いは算出結果に、係数或いは定数が適宜加えられていてもよい。要するに、生体に対する供給血液量を反映する光電脈波信号 S_{M_3} の面積 S またはその光電脈波信号 S_{M_3} の振幅と、血中に含まれる酸素量を反映するの血中酸素飽和度 S_{pO_2} との積に基づいて得られた、生体に対する酸素供給量を反映するパラメータであればよい。
【0046】また、前述の実施例において、負荷指標値 I_L は、循環器関連パラメータ（推定血压値EBP、脈拍数HR、または労作強度PRP）を酸素飽和度 S_{pO_2}

で割った値として算出されていたが、それらの算出式内或いは算出結果に、係数或いは定数が適宜加えられていてもよい。要するに、生体の負荷とともに増加する循環器関連パラメータを、生体の負荷の増加とともに減少する酸素飽和度 S_{pO_2} で割ることに基づいて得られた、生体に対する負荷の変化（増加）が強調される値であればよい。
【0047】前述の実施例において、容積脈波検出手段100、血压測定手段104、脈拍数測定手段106、血中酸素飽和度測定手段102、酸素供給量指標値算出

手段110、労作強度算出手段108、負荷指標算出手段112は、表示器32と同じ筐体内に設けられていなくてもよい。有線或いは無線回線で接続されたオンライ*

*ンだけでなく、オフラインで表示器32に表示される生体監視装置であってもよい。

【0048】また、前述の実施例の Puls Oximeter 用光電脈波検出プローブ38は、反射型として構成されていたが、耳たぶ、指などにより装着される透過型であってもよい。

【0049】前述の実施例の生体監視装置8の表示器32には、循環器関連パラメータとして推定血压値EBP、脈拍数HR、労作強度値PRPが表示器32においてトレンド表示されるとともに、酸素供給量指標値 $I_{s_{pO_2}}$ および負荷指標値 I_L が表示器32においてトレンド表示されていたが、それらのうちの一部が表示されるものであってもよい。また、上記表示器32では、トレンド表示に替えて、数字表示、グラフ表示などの表示であってもよい。

【0050】その他、本発明はその主旨を逸脱しない範囲において種々変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例である生体監視装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の生体監視装置において圧脈波を検出するために設けられる圧脈波センサの構成を例示する図である。

【図3】図1の電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図4】図1の電子制御装置の制御作動の要部を説明するフローチャートである。

【図5】図1の生体監視装置の表示器における生体情報の表示例を示す図である。

【符号の説明】

8：生体監視装置

100：容積脈波検出手段

102：血中酸素飽和度測定手段

104：血压測定手段（循環器関連パラメータ測定手段）

106：脈拍数測定手段（循環器関連パラメータ測定手段）

108：労作強度算出手段（循環器関連パラメータ測定手段）

110：酸素供給量指標値算出手段

112：負荷指標算出手段

114：監視情報表示手段（表示手段）

フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコ-ド(参考)

A 6 1 B 5/02

3 2 1 R

3 3 8 H

F タ-ム(参考) 4C017 AA08 AA09 AA10 AA12 AB01
AB02 AB03 AC01 AC07 AC28
AD01 AD07 BB02 BB13 BB16
BC01 BC07 BC08 BC11 BD10
CC03 DD11 DE05 FF01
4C038 KK01 KL05 KL07 KM00 KX01
SS00 ST00 SV00 SX05 SX12

专利名称(译)	生体监视装置		
公开(公告)号	JP2003310579A	公开(公告)日	2003-11-05
申请号	JP2002123065	申请日	2002-04-24
[标]申请(专利权)人(译)	日本柯林股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	日本科林有限公司		
[标]发明人	布目知弘		
发明人	布目 知弘		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/022 A61B5/0245 A61B5/08 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/14551		
FI分类号	A61B5/00.102.A A61B5/08 A61B5/14.310 A61B5/02.310.J A61B5/02.337.F A61B5/02.321.R A61B5/02.338.H A61B5/02.634.F A61B5/02.635.H A61B5/02.730.R A61B5/022.400.F A61B5/022.500.H A61B5/0255.R A61B5/14.322 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AB01 4C017/AB02 4C017/AB03 4C017/AC01 4C017/AC07 4C017/AC28 4C017/AD01 4C017/AD07 4C017/BB02 4C017/BB13 4C017/BB16 4C017/BC01 4C017/BC07 4C017/BC08 4C017/BC11 4C017/BD10 4C017/CC03 4C017/DD11 4C017/DE05 4C017/FF01 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM00 4C038/KX01 4C038/SS00 4C038/ST00 4C038/SV00 4C038/SX05 4C038/SX12 4C117/XA01 4C117/XB04 4C117/XC12 4C117/XD08 4C117/XD13 4C117/XD17 4C117/XD23 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE37 4C117/XE52 4C117/XG17 4C117/XG38 4C117/XJ21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种生物体监视装置，该生物体监视装置能够迅速地检测被监视的生物体的肺的异常减少或通气功能不足。解决方案：监视信息显示装置114用于指示与生物体的负荷和血液中的血氧饱和状态有关的与心血管有关的参数（估计血压值EBP，脉搏率HR，运动强度PRP）。同时显示氧饱和度SPO2，以便可以相互比较。因此，基于心血管相关参数的增加趋势和血氧饱和度的下降趋势，心血管负荷增加了。立即发现活体肺部通风功能异常降低或不足。

