

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-47104

(43)公開日 平成11年(1999) 2月23日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/02

3 1 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数2 O L (全 6 頁)

(21)出願番号

特願平9-214308

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(22)出願日

平成9年(1997) 8月8日

(72)発明者 相馬 健

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

(72)発明者 須郷 義広

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

(72)発明者 田中 理恵

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本

光電工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 本田 崇

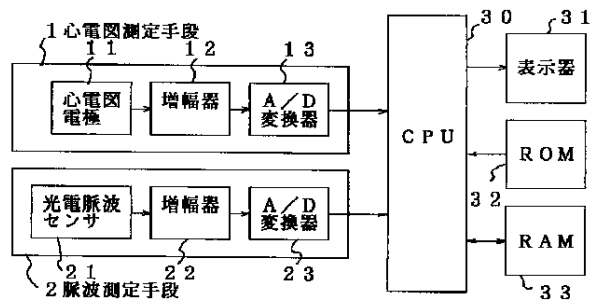
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 患者監視装置

(57)【要約】

【課題】 心臓の拍出状態の変化を監視できるようにすること。

【解決手段】 心電図を測定する心電図測定手段1と、脈波を測定する脈波測定手段2と、前記心電図測定手段1が測定した心電図信号と、前記脈波測定手段2が測定した脈波信号とを処理するCPU30を備えている。CPU30は、心電図信号の各R波に対応する脈波について振幅と脈波伝搬時間とを検出し、それらに基づいて心拍数Nと脈拍欠損の拍を除いた拍数Nrの比率Nr/Nを算出する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図を測定する心電図測定手段と、脈波を測定する脈波測定手段と、前記心電図測定手段が測定した心電図波形と、前記脈波測定手段が測定した脈波とにより少なくとも脈波伝搬時間を検出する脈波データ検出手段と、この脈波データ検出手段が検出した脈波データに基づいて脈拍欠損の出現頻度に関するデータを求める出現頻度検出手段と、を具備する患者監視装置。

【請求項2】 脈波データ検出手段は、脈波測定手段が測定した脈波の振幅を検出することを特徴とする請求項1に記載の患者監視装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心電図情報と脈波情報により心臓の拍出の状態の変化を非観血的に監視する装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】非観血的な監視装置では、主として心電図、酸素飽和度、オシロメトリック方式血圧計による血圧などを患者の状態を表すパラメータとしている。それらの中で連続的に測定が可能なものとして心電図、酸素飽和度等がある。特に心電図は、動態の変化を鋭敏に反映するパラメータとして用いられている。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記のように、連続的な監視パラメータとして、心電図があり、この波形や心拍数から不整脈の監視等が行われているが、このような心電図情報だけからの監視は次のような問題がある。

【0004】不整脈等の刺激伝導系の監視は可能であるが、心臓の拍出状態の異常に伴う脈拍欠損の発生等を監視できない。脈拍欠損の場合には、各臓器や末梢に十分な血液量を駆出できないために重篤な疾患を引き起こす可能性があるために、その発生を連続的に監視することが要望される。ここで脈拍欠損とは、ほとんど血液の拍出のない場合と、心室への充満が不十分で拍出が不十分である場合とを含んでいる。

【0005】このように非観血的に連続的に得られるパラメータとしての心電図情報のみでは心臓の拍出の状態等の変化の監視には限界があった。

【0006】本発明の目的は、心臓の拍出状態の変化を監視することができるようにすることである。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】請求項1の装置は、心電図を測定する心電図測定手段と、脈波を測定する脈波測定手段と、前記心電図測定手段が測定した心電図波形と、前記脈波測定手段が測定した脈波とにより少なくとも脈波伝搬時間を検出する脈波データ検出手段と、この脈波データ検出手段が検出した脈波データに基づいて脈拍欠損の出現頻度に関するデータを求める出現頻度検出

手段と、を具備する。

【0008】この装置において、出現頻度検出手段は少なくとも脈波伝搬時間に基づいて脈拍欠損の出現頻度に関するデータを求めることができる。

【0009】請求項2の装置は、請求項1の装置において、脈波データ検出手段は、脈波測定手段が測定した脈波の振幅を検出することを特徴とする。

【0010】この装置において、出現頻度検出手段は少なくとも脈波伝搬時間と脈波の振幅とに基づいて脈拍欠損の出現頻度に関するデータを求めることができる。

## 【0011】

【発明の実施の形態】本発明の実施の形態を説明する。本実施の形態は心臓の拍出状態の変化を監視する患者監視装置であり、その概要は、図1に示すように、心電図を測定する心電図測定手段1と、脈波を測定する脈波測定手段2と、前記心電図測定手段1が測定した心電図波形と、前記脈波測定手段2が測定した脈波とにより少なくとも脈波伝搬時間を検出する脈波データ検出手段3と、この脈波データ検出手段3が検出した脈波データに基づいて脈拍欠損の出現頻度に関するデータを求める出現頻度検出手段4と、から構成される。

【0012】図2に本装置の具体的構成を示す。心電図測定手段1は、患者の胸部に装着される心電図電極11と、この心電図電極11から得られる心電図信号を増幅する増幅器12と、その増幅された心電図信号をデジタル信号に変換するA/D変換器13とから成る。脈波測定手段2は、患者の指先に装着される光電脈波センサ21と、この光電脈波センサ21から得られる脈波信号を増幅する増幅器22と、その増幅された脈波信号をデジタル信号に変換するA/D変換器23とから成る。A/D変換器13とA/D変換器23のそれぞれの出力はCPU30に至るようにされている。

【0013】CPU30には、表示器31、ROM32およびRAM33が接続されている。CPU30は、心電図測定手段1からの心電図信号と、脈波測定手段2からの脈波信号とに基づいて所定の処理を行い、その結果を表示器31に表示するものである。ROM32にはCPU30が行う処理のプログラムとその処理に必要なデータが格納されている。RAM33は、CPU30が行う処理の過程で必要なデータを書き込み、読み出すために使用するものであり、一部は図3に示すように脈波振幅格納レジスタAi および脈波伝搬時間格納レジスタTiのそれぞれのレジスタ群から成るリングバッファとそのリングバッファ・フル・フラグF1となっている。ここで、 $i=0,1,2,\dots,N-1$  (N;リングバッファのアドレス数)である。

【0014】次に本装置の動作を図4のフローチャートを参照して説明する。まず測定開始となると、CPU30は、レジスタやフラグ等の初期化を行い(S1)、心電図測定手段1からの心電図信号(以下ECGと称す

る)からR波が現れるまで待ち(S2)、R波が現れるとECGにおける前拍のR波に対応する脈波振幅を測定し、これをレジスタ $A_i$ に格納し(S3)、ECG前拍のR波から、このECG前拍のR波に対応する脈波の立上がりまでの時間を測定し、レジスタ $T_i$ に格納する(S4)。図5に $i=1$ の場合の測定例を示す。

【0015】次にCPU30は、リングバッファ・フル・フラグF1の内容が1か( $1=$ バッファ・フル)を判断し(S5)、1であるならば心拍数と脈拍欠損の拍を除いた拍数の比率を測定する(S6)。

【0016】図6を参照して、ステップ6を詳細に説明する。まず、全てのレジスタ $A_i$ に格納されたデータ $A_i$ の中央値 $A_{med}$ を求め、 $A_i < A_{med} \times r$ となる拍のデータ $A_i$ を削除する(S61)。ここで $r$ は、 $0 < r < 1$ であり、振幅が小さい拍を除くため予め設定した値である。次に、全てのレジスタ $T_i$ に格納されたデータ $T_i$ の中から、上記ステップS61で削除された拍に対応するデータを削除し、残ったデータから中央値 $T_{med}$ を求める(S62)。次に、上記ステップS62で残ったデータ $T_i$ の中から、 $T_i > T_{med} + \Delta T$ となるデータ $T_i$ を削除する(S63)。ステップS61およびS63で削除されたデータに対応する拍が脈拍欠損の拍である。次に、上記ステップS63で残ったデータの数 $N_r$ を求める(S64)。次に、心拍数 $N$ と脈拍欠損の拍を除いた拍数 $N_r$ の比率 $N_r/N$ を算出し、その結果を表示器31に表示する(S65)。

【0017】上記ステップS61において、振幅が小さい拍を除くようにしたのは次の理由による。脈拍欠損の中には心臓からの拍出がほとんどないために、脈拍の振幅はほとんどないものがある。したがって振幅の極端に低下しているものは脈拍欠損とみなすことができる。

【0018】上記ステップS63において、脈波伝搬時間が長い拍を除くようにしたのは次の理由による。脈拍欠損の中には心臓からの拍出はあるが、心室には十分な量の血液が入らない場合がある。そのような場合には心室充満は足りないので、前負荷が小さく、Frank-Starlingの法則に従って、心室の収縮力は強くならない。したがって、心臓の駆出前期の時間が長くなり、結果的に脈波伝搬時間も長くなるからである。

【0019】図5は、拍 $b_1$ により脈拍欠損が生じた例を示す図であり、この場合は脈波の振幅 $A_1$ が $A_1 < A_{med} \times r$ (あるいは脈波伝搬時間 $T_i$ が $T_i > T_{med} + \Delta T$ )とされてその拍のデータは削除される。

【0020】CPU30は、図4に示すようにステップS6の処理後、リングバッファ・フル・フラグF1の内容を0に書き換え(S7)、次にステップS8に進み、ここでリングバッファのアドレスを指示するポインタの内容 $i$ が $i=N-1$ かを判断する。CPU30は、ステップS5において $F1=1$ でないと判断した場合もステップS8に進む。ステップS8において $i=N-1$ でな

いと判断した場合はその内容に1を加え(S9)、ステップS2に戻る。ステップS8において $i=N-1$ であると判断した場合は $i$ を0に書き換え(S10)、リングバッファ・フル・フラグF1の内容を1に書き換えて(S11)、ステップS2に戻る。

【0021】CPU30が有する機能のうち、図4に示したステップS1~S4、S8~S10の処理機能が脈波データ検出手段に相当し、図4に示したステップS5~S7、S11の処理機能が出現頻度検出手段に相当する。

【0022】本実施の形態では、 $r=0.1$ 、 $\Delta T=30ms$ とした。また、本実施の形態では、比率 $N_r/N$ を表示するようにしたが、これを所定値(本実施の形態では50%)と比較し、その値を越えるときは心臓の拍出状態の異常が生じたと判断し、その旨を示すアラームを発生させるようにしても良い。

【0023】本実施の形態では、図4に示したように、 $N$ 拍分の脈波に関するデータがすべて新たに書き直される毎に比率 $N_r/N$ を求めるようにしたが、図4に示すフローにおいて、ステップS7を行わないようにしても良い。このようにすれば、一度リングバッファがフルになった後は1拍分のデータが書き直される毎に比率 $N_r/N$ を求めることになるが、拍出状態の監視をきめ細かく行うことができる。

【0024】以上は、脈拍欠損を検出して心臓の拍出状態を監視する説明であるが、本装置はまた通常の監視装置と同様に、心電図信号および脈波信号を表示器31に表示するものである。また、本装置に非観血圧計を付けて、上記のように心臓の拍出状態の異常が生じたと判断したときは、この非観血圧計を起動するようにしても良い。このようにすれば、直ちにそのときの血圧を確認することができる。

【0025】本実施の形態によれば、脈拍欠損の検出の際、脈拍の振幅と脈波伝搬時間の2つのチェック項目を用いているのでより正確に脈拍欠損が生じたか否かを判断することができる。

【0026】本実施の形態では、脈波振幅と脈波伝搬時間をそれぞれの設定値と比較して脈拍欠損を検出し、心拍数と脈拍欠損の拍を除いた拍数の比率を求めるようにしたが、心拍数と脈波伝搬時間の分散を比較するようにしても良い。例えば、脈波伝搬時間の分散と心拍数の分散の比が一定値以上となった場合を心臓拍出異常と判定するようにしても良い。

【0027】

【発明の効果】請求項1の発明によれば、心臓の拍出状態の変化を非観血的に監視することができる。またその拍出状態の変化の検出は、通常の患者監視で使用する心電図信号と脈波信号を用いて行うので特別な信号検出手段は不要であり簡単な構成とすることができる。

【0028】請求項2の発明によれば、脈波振幅も用い

て拍出状態の変化を検出するので、その検出をより正確に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態の概略を示す図。

【図2】図1に示した装置の具体的構成を示す図。

【図3】図2に示したRAM 33の内容の一部を示す図。

【図4】図1および図2に示した装置の動作を説明するためのフローチャートを示す図。

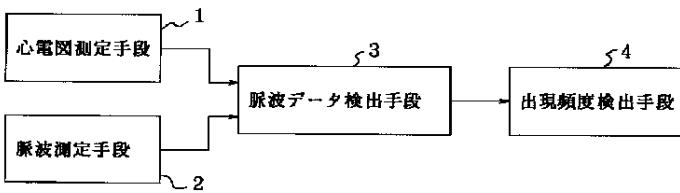
【図5】図1および図2に示した装置が処理する心電図信号と脈波信号の例を示す図。

【図6】図4に示したステップS6の処理を説明するための図。

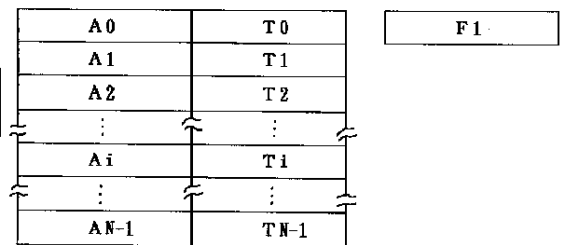
【符号の説明】

- 1 心電図測定手段
- 2 脈波測定手段
- 3 脈波データ検出手段
- 30 CPU
- 31 表示器
- 32 ROM
- 33 RAM

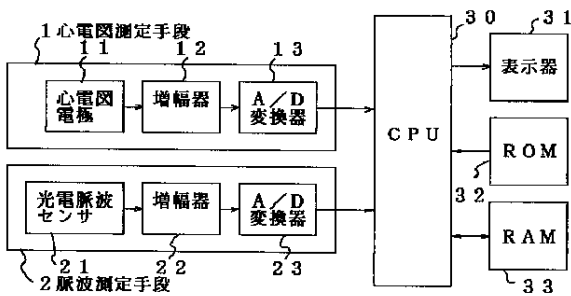
【図1】



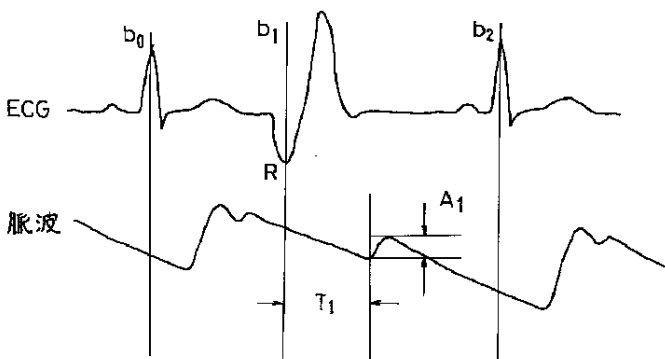
【図3】



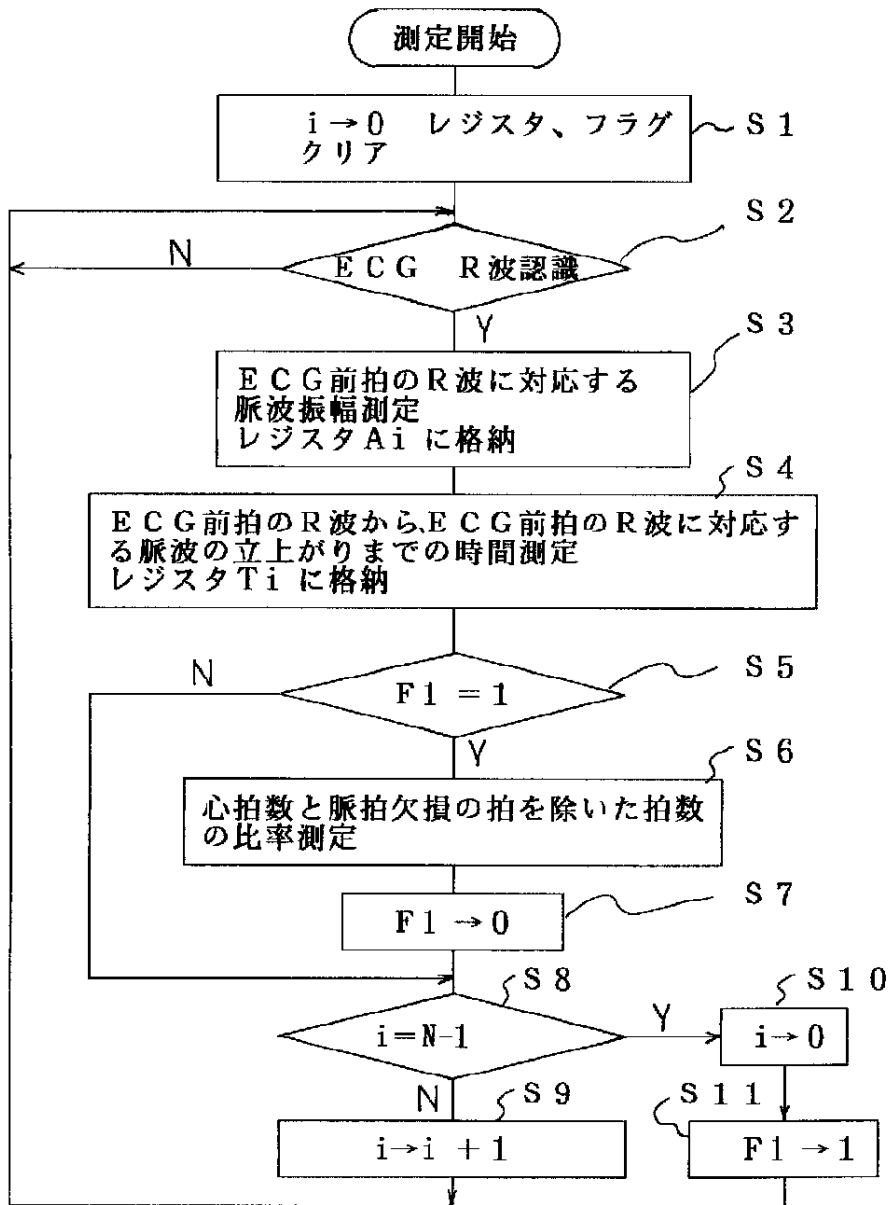
【図2】



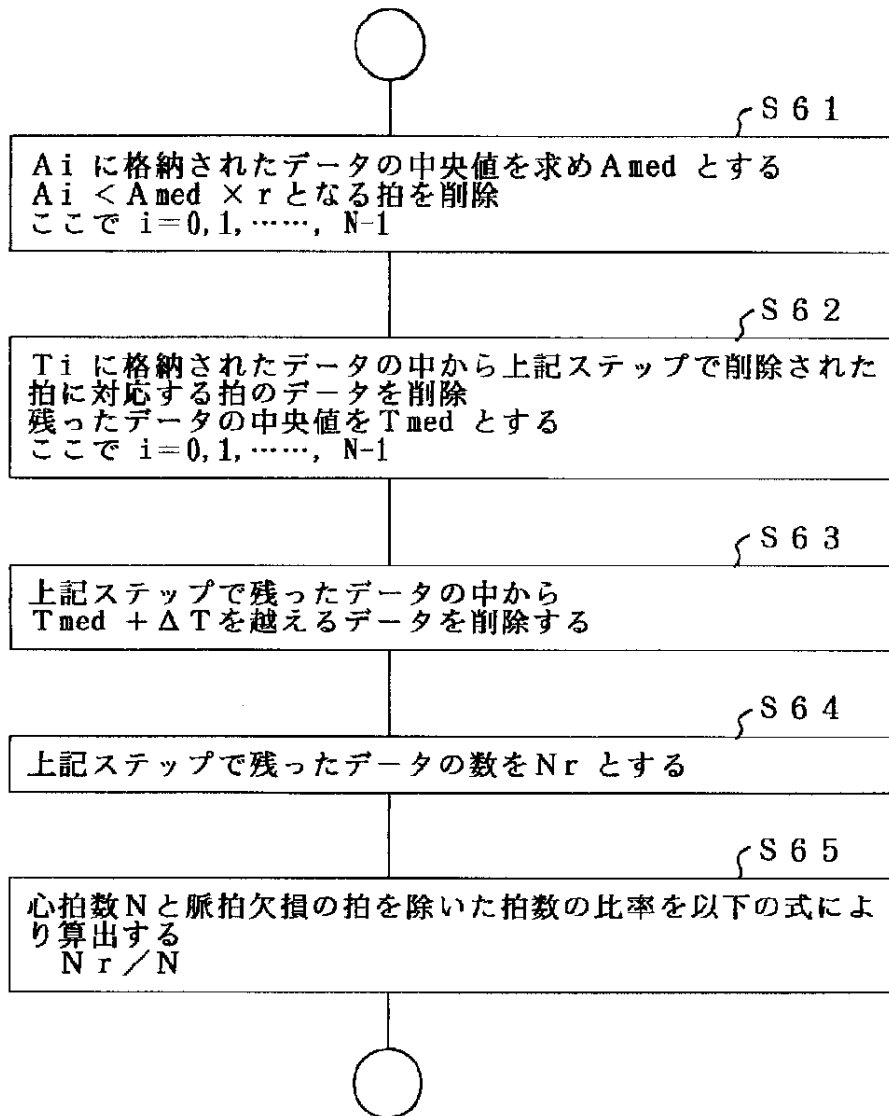
【図5】



【図4】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 陳 文西  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
 光電工業株式会社内

(72)発明者 粕谷 博光  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
 光電工業株式会社内

(72)発明者 大野 浩平  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本  
 光電工業株式会社内