

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5221086号  
(P5221086)

(45) 発行日 平成25年6月26日 (2013. 6. 26)

(24) 登録日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15)

(51) Int. Cl.

F I

|                |               |                   |                |              |                |
|----------------|---------------|-------------------|----------------|--------------|----------------|
| <b>A 6 1 B</b> | <b>5/0402</b> | <b>(2006. 01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>5/04</b>  | <b>3 1 0 M</b> |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>5/00</b>   | <b>(2006. 01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>5/00</b>  | <b>1 0 2 A</b> |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>5/0245</b> | <b>(2006. 01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>5/02</b>  | <b>3 2 1 D</b> |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>5/0452</b> | <b>(2006. 01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>5/04</b>  | <b>3 1 2 U</b> |
| <b>A 6 1 B</b> | <b>18/14</b>  | <b>(2006. 01)</b> | <b>A 6 1 B</b> | <b>17/39</b> | <b>3 1 1</b>   |

請求項の数 16 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-232971 (P2007-232971)  
 (22) 出願日 平成19年9月7日 (2007. 9. 7)  
 (65) 公開番号 特開2009-61179 (P2009-61179A)  
 (43) 公開日 平成21年3月26日 (2009. 3. 26)  
 審査請求日 平成22年7月23日 (2010. 7. 23)

(73) 特許権者 000112602  
 フクダ電子株式会社  
 東京都文京区本郷3-39-4  
 (74) 代理人 100105050  
 弁理士 鷲田 公一  
 (72) 発明者 本田 敦久  
 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フク  
 ダ電子株式会社内

審査官 遠藤 孝徳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報モニタ及び生体情報モニタ制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部と、  
前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替える制御部と、

を有することを特徴とする生体情報モニタ。

10

【請求項 2】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部と、  
前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、

前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持部と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御部と、

20

を有することを特徴とする生体情報モニタ。

【請求項 3】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部と、

前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、

前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持部と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がある場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替え、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がない場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御部と、

を有することを特徴とする生体情報モニタ。

【請求項 4】

前記電極は、前記患者の心電図の計測に用いられる複数の電極のうち前記患者の下肢に装着された一の電極である、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 5】

前記電位波形をフィルタ処理することにより、前記電位波形に示される電位からオフセット電位を除去するフィルタ部をさらに有し、

前記通電検出部は、フィルタ処理された前記電位波形に基づいて前記通電を検出する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 6】

前記電位波形をフィルタ処理することにより、前記電位波形に示される電位から、ハムノイズの周波数未満の低周波成分又は前記電気手術器に起因するノイズの周波数未満の低周波成分を除去するフィルタ部をさらに有し、

前記通電検出部は、フィルタ処理された前記電位波形に基づいて前記通電を検出する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 7】

前記通電検出部は、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて前記通電を検出し、

前記制御部は、所定条件を満たした場合に、出力される情報を切り替え、

前記所定条件は、前記電位波形の振幅が第 1 の閾値以上となる回数が一定期間において N 回（N は 1 以上の整数）に達したことを含む、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 8】

前記制御部は、前記所定条件を満たさなくとも代替条件を満たした場合に、出力される情報を切り替え、

前記代替条件は、前記電位波形の振幅が前記第 1 の閾値よりも小さい第 2 の閾値以上となる回数が前記一定期間において M 回（M は N より大きい整数）に達したことを含む、

ことを特徴とする請求項 7 記載の生体情報モニタ。

【請求項 9】

前記制御部は、前記所定条件と追加条件とを同時に満たした場合に、出力される情報を切り替え、

前記追加条件は、前記患者の心電図の R - R 間隔の変化率が所定値以上となったことを含む、

ことを特徴とする請求項 7 又は請求項 8 記載の生体情報モニタ。

【請求項 10】

前記制御部は、出力される情報を切り替えた後に所定条件を満たした場合に、出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報に戻し、

前記所定条件は、前記通電が最後に検出されてから所定期間が経過したことを含む、  
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 1 1】

前記患者の最新の心拍数は、直近の一定期間に対して算出された前記患者の心電図の R - R 間隔の平均値から算出され、

前記所定条件における前記所定期間の長さは、前記平均値の算出のための前記一定期間の長さと同じく又は前記一定期間の長さよりも長い、

ことを特徴とする請求項 1 0 記載の生体情報モニタ。

10

【請求項 1 2】

前記制御部は、出力される情報を切り替えた後に所定条件を満たした場合に、出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報に戻し、

前記所定条件は、前記患者の心電図の R - R 間隔の変化率が一定期間にわたり所定値以下となったことを含む、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

【請求項 1 3】

前記出力部は、前記通電が検出されたときに、その旨を示す情報を前記心拍数情報と共に視覚的又は聴覚的に出力する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の生体情報モニタ。

20

【請求項 1 4】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、

前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替える制御機能と、

を実現させるための生体情報モニタ制御プログラム。

30

【請求項 1 5】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、

前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、

前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持機能と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく

40

情報に切り替える制御機能と、

を実現させるための生体情報モニタ制御プログラム。

【請求項 1 6】

患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、

前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、

前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持機能と、

前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基

50

づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がある場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替え、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がない場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御機能と、

を実現させるための生体情報モニタ制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、生体情報モニタ及び生体情報モニタ制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

外科手術を行う場合、手術を受ける患者の様々な生体情報（例えば、心電図、血圧、動脈血酸素飽和度（ $SpO_2$ ）等）が、生体情報モニタにより監視される（例えば特許文献1参照）。また、外科手術において、外科医は、電気メスや電気鉗子等の電気手術器を使用することが多い。

【特許文献1】特開2001-170008号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0003】

しかしながら、従来の生体情報モニタにおいては、監視対象の生体情報が、電気手術器の使用時に発生するノイズに影響されるという問題がある。

【0004】

例えば、監視中の心電図においてQRS波を検出することにより心拍数の監視を行う場合に、電気メス使用時に心電波形に混入するノイズをQRS波として誤検出することがある。その結果、患者の実際の心拍数に関係なくモニタに監視された心拍数が急上昇するという現象が生じ、誤った情報を出力することとなる。また、監視中の心拍数が上昇して異常値に達すると、生体情報モニタが発するアラーム音を停止させる手動の操作をしたり、電気メスの影響を直接受けることのない $SpO_2$ や観血血圧から得られる脈拍数を画面に表示させる手動の操作をしたりして監視を続ける必要があり、手間がかかっていた。

30

【0005】

なお、従来の生体情報モニタには、このようなノイズに対する耐性をハードウェアにより強化したものが実施されているが、それでも心電波形は電気メスの影響を受けるため、その効果には一定の限界があった。

【0006】

本発明は、かかる点に鑑みてなされたもので、電気手術器使用に起因する誤った心拍数を出力せずに患者の生体情報の監視を続けることができ、監視を続けるための操作の手間を軽減することができる生体情報モニタを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0008】

本発明の生体情報モニタは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部と、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替える制御部と、を有する構成を採る。

【0009】

本発明の生体情報モニタは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力

50

する出力部と、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持部と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御部と、を有する構成を採る。

【 0 0 1 0 】

本発明の生体情報モニタは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部と、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出部と、前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持部と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がある場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替え、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がない場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御部と、を有する構成を採る。

【 0 0 1 2 】

本発明の生体情報モニタ制御プログラムは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替える制御機能と、を実現させるようにした。

【 0 0 1 3 】

本発明の生体情報モニタ制御プログラムは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持機能と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御機能と、を実現させるようにした。

【 0 0 1 4 】

本発明の生体情報モニタ制御プログラムは、患者の心拍数を表す心拍数情報を視覚的又は聴覚的に出力する生体情報モニタにおける演算処理装置に、前記患者の心電図の計測に用いられる電極の電位波形に基づいて、電気手術器による前記患者への通電を検出する通電検出機能と、前記通電が検出された時又はその直前若しくは直後の前記患者の心拍数に基づく情報を保持する心拍数保持機能と、前記通電が検出されないときに、前記心拍数情報として、前記患者の最新の心拍数に基づく情報を出力させ、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がある場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替え、前記通電が検出されたときに、前記患者の最新の脈拍数に基づく情報がない場合は、前記心拍数情報として出力される情報を、前記患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された前記患者の心拍数に基づく情報に切り替える制御機能と、を実現させるようにした。

**【発明の効果】****【0015】**

本発明によれば、電気手術器使用に起因する誤った心拍数を出力せずに患者の生体情報の監視を続けることができ、監視を続けるための生体情報モニタの操作の手間を軽減することができる。

**【発明を実施するための最良の形態】****【0016】**

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

**【0017】**

図1は、本発明の一実施の形態に係る生体情報モニタの構成を示すブロック図である。

**【0018】**

図1において、生体情報モニタ100は、呼吸信号生成部102、心電信号生成部104、F電位信号生成部106、血圧信号生成部108、接続検出部110、RR（呼吸数）計測部112、HR（心拍数）計測部114、IBP（観血血圧）計測部116、PR（脈拍数）計測部118、SpO<sub>2</sub>抽出部120、PR抽出部122、電極脱落検出部124、HPF（ハイパスフィルタ）126、手術器使用検出部128、HR保持部130、選択制御部132、波形表示制御部134、PR表示制御部136、IBP表示制御部138、SpO<sub>2</sub>表示制御部140、HR表示制御部142、HR同期音制御部144、アラーム音制御部146、ディスプレイ148及びスピーカ150を有する。また、生体情報モニタ100は、患者の生体情報を検出する手段として、生体用電極154R、154L、154Fを有する心電ケーブル152と、血圧トランスデューサ158を有する観血血圧ケーブル156と、パルスオキシメータ160とをさらに有する。

**【0019】**

心電ケーブル152は、端部に心電図センサ及び呼吸センサとしての3つの生体用電極154R、154L、154Fを有する。生体用電極154R、154L、154Fはそれぞれ、患者の胸部右側、胸部左側、下肢に装着される電極である。各生体用電極154R、154L、154Fの装着部位における患者の心起電力は、電気信号として心電ケーブル152を介して心電信号生成部104に入力される。

**【0020】**

観血血圧ケーブル156は、端部に観血血圧センサとしての血圧トランスデューサ158を有する。血圧トランスデューサ158は、患者の特定部位の動脈又は静脈に挿入され、圧力を電圧に変換することによって電気信号を生成する。この電気信号は、血圧信号生成部108及び接続検出部110に入力される。

**【0021】**

パルスオキシメータ160は、SpO<sub>2</sub>センサとSpO<sub>2</sub>計測回路とを有し、SpO<sub>2</sub>センサにより、赤色光や赤外光を発光して患者の特定部位（例えば、指先、つま先等）に透過させ、その透過光を検出することにより、検出信号を得る。そして、SpO<sub>2</sub>計測回路により、その検出信号を用いて、動脈血の総ヘモグロビンに対する酸化ヘモグロビンの割合を求め、また、動脈血の脈拍に同期する吸光度の変化を検出することにより、動脈血酸素飽和度SpO<sub>2</sub>及び脈拍数PR<sub>SpO<sub>2</sub></sub>を計測する。これらの計測結果は、A/D（アナログデジタル）変換され、さらにアイソレーションされた上で、シリアル通信信号としてSpO<sub>2</sub>抽出部120、PR抽出部122、選択制御部132及び波形表示制御部134に入力される。

**【0022】**

呼吸信号生成部102は、信号処理回路を有し、生体用電極154R、154L間に微弱な高周波電流を通電し、それらの電位差を計測することにより、患者の胸郭の動きを胸郭のインピーダンスの変化として検出する。さらに、この検出により得られた信号を増幅し、増幅後の信号からノイズをフィルタ処理により除去し、フィルタ処理後の信号をA/D変換し、さらにアイソレーションすることにより、呼吸信号を生成する。生成された呼

10

20

30

40

50

吸信号は、ディジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理され、これによりノイズがさらに除去される。

【 0 0 2 3 】

心電信号生成部 1 0 4 は、信号処理回路を有し、心電ケーブル 1 5 2 を介して入力された電気信号を増幅し、増幅後の信号からノイズをフィルタ処理により除去し、フィルタ処理後の信号を A / D 変換し、さらにアイソレーションすることにより、心電信号を生成する。生成された心電信号は、ディジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理され、これによりノイズがさらに除去される。

【 0 0 2 4 】

F 電位信号生成部 1 0 6 は、信号処理回路を有し、患者に装着された 3 つの生体用電極 1 5 4 R、1 5 4 L、1 5 4 F のうち下肢に装着された生体用電極 1 5 4 F の電位を検出することにより、生体用電極 1 5 4 F の装着状態を検出する。そして、この検出により得られた信号を増幅し、増幅後の信号を A / D 変換し、さらにアイソレーションした上で、F 電位信号として電極脱落検出部 1 2 4 及び H P F 1 2 6 に出力する。

【 0 0 2 5 】

血圧信号生成部 1 0 8 は、信号処理回路を有し、観血血圧ケーブル 1 5 6 を介して入力された電気信号を増幅し、増幅後の信号からノイズをフィルタ処理により除去し、フィルタ処理後の信号を A / D 変換し、さらにアイソレーションした上で、血圧信号として I B P 計測部 1 1 6、P R 計測部 1 1 8 及び波形表示制御部 1 3 4 に出力する。

【 0 0 2 6 】

接続検出部 1 1 0 は、観血血圧ケーブル 1 5 6 を介して電気信号を受信することにより、観血血圧ケーブル 1 5 6 が生体情報モニタ 1 0 0 に接続されているか否かを示す接続検出信号を生成する。

【 0 0 2 7 】

電極脱落検出部 1 2 4 は、F 電位信号生成部 1 0 6 からの F 電位信号に示された生体用電極 1 5 4 F の電位（F 電位）に基づいて、生体用電極 1 5 4 F の脱落を検出する。電極脱落検出部 1 2 4 は、生体用電極 1 5 4 F の脱落を検出した場合、その旨を示す脱落検出信号を生成する。

【 0 0 2 8 】

R R 計測部 1 1 2 は、呼吸信号生成部 1 0 2 の後段にある上記ディジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理された呼吸信号に基づいて患者の呼吸数 R R を計測し、呼吸数 R R を示すデータを生成する。呼吸信号は、リアルタイムに入力されるので、R R 計測部 1 1 2 は、継続的に患者の最新の呼吸数 R R を計測する。

【 0 0 2 9 】

H R 計測部 1 1 4 は、心電信号生成部 1 0 4 の後段にある上記ディジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理された心電信号から、患者の心電図の Q R S 波の位置を特定し、特定した Q R S 波の位置に基づいて患者の R - R 間隔 I を検出する。H R 計測部 1 1 4 は、直近 6 秒間における R - R 間隔の平均値  $I_{AVE}$  を算出し、平均値  $I_{AVE}$  に基づいて患者の最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を算出し、心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータを生成する。なお、平均値  $I_{AVE}$  の算出のための期間は、本実施の形態では 6 秒に設定されているが、それよりも短くてもよいし、長くてもよい。

【 0 0 3 0 】

I B P 計測部 1 1 6 は、血圧信号生成部 1 0 8 から入力された血圧信号に基づいて患者の観血血圧値 I B P を計測し、観血血圧値 I B P を示すデータを生成する。血圧信号は、リアルタイムに入力されるので、I B P 計測部 1 1 6 は、継続的に患者の最新の観血血圧値 I B P を計測する。

【 0 0 3 1 】

P R 計測部 1 1 8 は、血圧信号生成部 1 0 8 から入力された血圧信号に基づいて患者の脈拍数  $PR_{IBP}$  を計測し、脈拍数  $PR_{IBP}$  を示すデータを生成する。血圧信号は、リアルタイムに入力されるので、P R 計測部 1 1 8 は、継続的に患者の最新の脈拍数  $PR_I$

10

20

30

40

50

B<sub>P</sub>を計測する。

【0032】

S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>抽出部120は、パルスオキシメータ160から入力されたシリアル通信信号から動脈血酸素飽和度S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>の計測結果を示すデータを抽出する。シリアル通信信号は、リアルタイムに入力されるので、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>抽出部120は、継続的に患者の最新の動脈血酸素飽和度S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>を得る。

【0033】

P<sub>R</sub>抽出部122は、パルスオキシメータ160から入力されたシリアル通信信号から脈拍数P<sub>R</sub><sub>S<sub>P</sub>O<sub>2</sub></sub>を示すデータを抽出する。シリアル通信信号は、リアルタイムに入力されるので、P<sub>R</sub>抽出部122は、継続的に患者の最新の脈拍数P<sub>R</sub><sub>S<sub>P</sub>O<sub>2</sub></sub>を得る。

10

【0034】

波形表示制御部134は、呼吸信号生成部102の後段にある上記デジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理された呼吸信号と、心電信信号生成部104の後段にある上記デジタルフィルタ（図示せず）によりフィルタ処理された心電信信号と、血圧信号生成部108から入力された血圧信号と、パルスオキシメータ160から入力されたシリアル通信信号とに対して、同期処理等を含む所定の表示処理を施すことにより、患者の呼吸波形、心電波形、血圧波形及びS<sub>p</sub>O<sub>2</sub>波形を表す波形情報を得て、これをディスプレイ148に出力する。

【0035】

R<sub>R</sub>表示制御部136は、R<sub>R</sub>計測部112により生成された呼吸数R<sub>R</sub>を示すデータに対して所定の表示処理を施し、処理後のデータをディスプレイ148に出力する。

20

【0036】

I<sub>B</sub>P表示制御部138は、I<sub>B</sub>P計測部116により生成された観血血圧値I<sub>B</sub>Pを示すデータに対して所定の表示処理を施し、処理後のデータをディスプレイ148に出力する。

【0037】

S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>表示制御部140は、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>抽出部120により生成された動脈血酸素飽和度S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>を示すデータに対して所定の表示処理を施し、処理後のデータをディスプレイ148に出力する。

【0038】

H<sub>R</sub>表示制御部142は、選択制御部132により選択された心拍数H<sub>R</sub>を示すデータに対して所定の表示処理を施し、処理後のデータをディスプレイ148に出力する。また、H<sub>R</sub>表示制御部142は、後述する切替通知信号に従って、対応する表示処理を実行する。

30

【0039】

ディスプレイ148は、例えばLCD（Liquid Crystal Display）等の表示装置であり、患者の生体情報を表示する、つまり視覚的に出力するものである。ディスプレイ148は、画面上に、心電、呼吸、血圧、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>に関する情報をそれぞれ波形や数値、文字として表示させる。図2に示すように、画面170において、心電波形情報171、血圧波形情報172、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>波形情報173及び呼吸波形情報174は、波形表示制御部134から入力されたデータに基づくものであり、互いに同期化されて表示される。心拍数情報175は、H<sub>R</sub>表示制御部142から入力された後述する心拍数H<sub>R</sub>を示すデータに基づくものであり、心電波形情報171に対応する位置に表示される。観血血圧値情報176は、I<sub>B</sub>P表示制御部138から入力された血圧値I<sub>B</sub>Pを示すデータに基づくものであり、血圧波形情報172に対応する位置に表示される。S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>値情報177は、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>表示制御部140から入力された動脈血酸素飽和度S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>を示すデータに基づくものであり、S<sub>p</sub>O<sub>2</sub>波形情報173に対応する位置に表示される。呼吸数情報178は、R<sub>R</sub>表示制御部136から入力された呼吸数R<sub>R</sub>を示すデータに基づくものであり、呼吸波形情報174に対応する位置に表示される。

40

【0040】

50

また、ディスプレイ 148 は、HR 表示制御部 142 により切替通知信号に対応する表示処理が実行された場合、心拍数情報 175 の数字や文字又は表示領域の表示色を変更する、「心電図にノイズが混入しています」というメッセージを表示する、等の出力を行うことにより、ノイズ混入の事実を確実に外科医等に知らせることができる。

【0041】

HR 同期音制御部 144 は、選択制御部 132 により選択された後述する心拍数 HR を示すデータに従って、拍動に同期する同期音を生成する。

【0042】

アラーム音制御部 146 は、電極脱落検出部 124 により生成された脱落検出信号に従ってアラーム音を生成する。すなわち、アラーム音制御部 146 は、生体用電極 154 F の脱落が検出された場合にアラーム音を生成する。ただし、生体情報モニタ 100 が、RR 計測部 112 により計測された呼吸数 RR、HR 計測部 114 により計測された心拍数  $HR_{ECG}$ 、IBP 計測部 116 により計測された観血血压値 IBP、PR 計測部 118 により計測された脈拍数  $PR_{IBP}$ 、 $SpO_2$  抽出部 120 により抽出されたデータの動脈血酸素飽和度  $SpO_2$  及び PR 抽出部 122 により抽出されたデータの脈拍数  $PR_{SpO_2}$  の各々が異常値であるか否かを判定する機能を有する場合は、異常値が認められたときにアラーム音を生成することもできる。

【0043】

スピーカ 150 は、HR 同期音制御部 144 により生成された同期音及びアラーム音制御部 146 により生成されたアラーム音を出力する。したがって、スピーカ 150 は、患者の生体情報を聴覚的に出力するものであり、スピーカ 150 とディスプレイ 148 との組合せは、患者の生体情報を視覚的又は聴覚的に出力する出力部を構成する。

【0044】

HPF 126 は、F 電位信号生成部 106 から入力された F 電位信号に対してフィルタ処理を行い、これにより、電気メスをはじめとする電気手術器の使用に起因するノイズ（電気手術器ノイズ）の周波数よりも低い周波数成分を除去し、電気手術器ノイズの周波数及びそれよりも高い周波数成分を通す。なお、本実施の形態において、「電気手術器の使用」とは、電気手術器を患者に接触させることにより、患者に高周波電流を通電することを意味する。電気手術器により患者に高周波電流が通電されると、切開作用や凝固作用が引き起こされることとなる。

【0045】

F 電位は、患者の皮膚の乾燥状態や電極の装着状態、電極の材料等によって異なるオフセット電位を有するが、HPF 126 は、様々な値をとり得るオフセット電位の成分を F 電位から濾去する。オフセット電位の濾去により F 電位の基準値がゼロとなるため、後述する手術器使用検出部 128 での検出を、患者の皮膚の乾燥状態や装着状態等によらずに高精度で行うことができる。また、F 電位の異常上昇の検出と F 電位の異常低下の検出とを同様に行うことができ、ひいては電気手術器使用の検出を容易に行うことができる。

【0046】

また、F 電位には、電気手術器ノイズよりも低周波の変動成分が含まれているため、HPF 126 は、フィルタ処理によってこの低周波成分も除去する。F 電位からオフセット電位成分を濾去するだけでは、たとえ電気手術器の使用でなくても F 電位波形は比較的大きな振幅を有し得るところ、HPF 126 による低周波成分の濾去により、例えば図 3 に示すように、電気手術器の非使用時に所定の高閾値  $T_{HIGH}$  よりも大きな振幅を有する F 電位波形は、高閾値  $T_{HIGH}$  よりも小さい振幅を有するものとなる。よって、電気手術器使用の検出を一層高精度で行うことができる。

【0047】

なお、電気手術器ノイズは、ハムノイズに近い高周波成分であるため、HPF 126 は、フィルタ処理によりハムノイズの周波数よりも低い周波数成分を除去し、ハムノイズの周波数及びそれよりも高い周波数成分を通すようにしてもよい。上記作用効果を実現し得るために、HPF 126 のカットオフ周波数は例えば 20 Hz に設定される。

## 【 0 0 4 8 】

通電検出部としての手術器使用検出部 1 2 8 は、H P F 1 2 6 によりフィルタ処理された F 電位信号に示された F 電位波形の振幅 ( F 電位振幅 )  $A_F$  を、異なる 2 つの閾値、つまり高閾値  $T_{HIGH}$  及び低閾値  $T_{LOW}$  と比較する。F 電位振幅  $A_F$  が高閾値  $T_{HIGH}$  又は低閾値  $T_{LOW}$  以上となった場合、換言すれば、F 電位が、 $T_{HIGH}$  以上、 $-T_{HIGH}$  以下、 $T_{LOW}$  以上又は  $-T_{LOW}$  以下となった場合は、電気手術器が使用され、つまり電気手術器によって患者への通電が行われていると判断し、その旨を示す使用検出信号を生成する。

## 【 0 0 4 9 】

HR 保持部 1 3 0 は、選択制御部 1 3 2 から入力された保持指示信号に従って、HR 計測部 1 1 4 から入力された心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータを、心拍数  $HR_{HOLD}$  を示すデータとして保持する。心拍数  $HR_{HOLD}$  の値は、選択制御部 1 3 2 から HR 保持部 1 3 0 に保持リセット信号が入力されるまで固定される。

## 【 0 0 5 0 】

選択制御部 1 3 2 は、HR 保持部 1 3 0 により保持された心拍数  $HR_{HOLD}$  を示すデータと、HR 計測部 1 1 4 により生成された最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータと、P R 計測部 1 1 8 により生成された最新の脈拍数  $PR_{IBP}$  を示すデータと、P R 抽出部 1 2 2 により抽出された最新の脈拍数  $PR_{SPO_2}$  を示すデータとのうち 1 つを、心拍数 HR を示すデータとして選択する。

## 【 0 0 5 1 】

より具体的には、選択制御部 1 3 2 は、通常は、心拍数 HR を示すデータとして選択するデータを、最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータに設定する。通常時の心拍数 HR に心電信号に基づく心拍数  $HR_{ECG}$  を選択するのは、心電信号が他の生体情報に比べて忠実に心臓の拍動や不整脈を捕捉し得るからである。ただし、後述する切替条件を満たした場合に限っては、心拍数 HR を示すデータとして選択するデータを他のデータに切り替える切替制御を行う。さらに、他のデータへの切替を行った後に、後述する復帰条件を満たした場合は、選択制御部 1 3 2 は、心拍数 HR を示すデータとして選択するデータを、最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータに戻す復帰制御を行う。選択制御部 1 3 2 は、データを切り替えてから元に戻すまで、データ切替中であることを示す切替通知信号を生成する。

## 【 0 0 5 2 】

ここで、選択制御部 1 3 2 により行われる前述の切替制御及び復帰制御についてそれぞれ説明する。

## 【 0 0 5 3 】

まず、切替制御について説明する。切替制御は、選択制御部 1 3 2 が心拍数 HR を示すデータとして最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータを選択する通常モードにあるときに繰り返し実行され、その実行周期は、拍動の周期に対し十分に短い。切替制御は、第 1 切替条件の判定処理、第 2 切替条件の判定処理及び切替処理を含む。第 1 切替条件の判定処理では、図 4 に示すように、まず、F 電位振幅  $A_F$  が高閾値  $T_{HIGH}$  以上となったこと ( $A_F > T_{HIGH}$ ) が手術器使用検出部 1 2 8 により検出された回数  $D_1$  (換言すれば、その旨を示す使用検出信号の生成回数) をカウントし (ステップ S 1 0 1 1)、さらに、F 電位振幅  $A_F$  が低閾値  $T_{LOW}$  以上となったこと ( $A_F > T_{LOW}$ ) が手術器使用検出部 1 2 8 により検出された回数  $D_2$  (換言すれば、その旨を示す使用検出信号の生成回数) をカウントする (ステップ S 1 0 1 2)。ステップ S 1 0 1 1、S 1 0 1 2 においては、タイマにより計時しながら、 $A_F > T_{HIGH}$  又は  $A_F > T_{LOW}$  の検出を行い、その回数  $D_1$  又は  $D_2$  をカウントする。

## 【 0 0 5 4 】

そして、検出回数  $D_1$  が 5 秒間に 2 回に達した場合 (ステップ S 1 0 1 3 : YES)、第 1 切替条件を満たしたと判定する (ステップ S 1 0 1 4)。例えば、5 秒間において計測された F 電位波形を示す図 5 においては、F 電位振幅  $A_F$  が頻繁に高閾値  $T_{HIGH}$  以上となっているため、第 1 切替条件を満たしたと判定することができる。

## 【 0 0 5 5 】

検出回数  $D_1$  が 5 秒間に 2 回に達しなかった場合であっても（ステップ S 1 0 1 3 : N O）、検出回数  $D_2$  が同期間（5 秒間）に 3 回に達した場合は（ステップ S 1 0 1 5 : Y E S）、検出回数  $D_1$  が 5 秒間に 2 回に達した場合と同様に、第 1 切替条件を満たしたと判定する（ステップ S 1 0 1 4）。例えば、5 秒間において計測された別の F 電位波形を示す図 6 においては、F 電位振幅  $A_F$  が高閾値  $T_{H I G H}$  以上となることは一度もないが、F 電位振幅  $A_F$  が低閾値  $T_{L O W}$  以上となることは三度検出される。したがって、この場合も第 1 切替条件を満たしたと判定することができる。

## 【 0 0 5 6 】

検出回数  $D_2$  が 5 秒間に 3 回に達しなかった場合は（ステップ S 1 0 1 5 : N O）、第 1 切替条件を満たさなかったと判定する（ステップ S 1 0 1 6）。 10

## 【 0 0 5 7 】

以上のようにして、第 1 切替条件の判定処理が行われる。第 1 切替条件の判定処理では、実際に電気手術器が使用されたか否かを判定することができる。

## 【 0 0 5 8 】

前述のように、高閾値  $T_{H I G H}$  だけでなく低閾値  $T_{L O W}$  も設定することにより、検出回数  $D_1$  が 5 秒間に 2 回に達するという所定の条件だけでなく、検出回数  $D_2$  が 5 秒間に 3 回に達するという代替条件についても判断するため、電気手術器使用の検出精度を向上させることができる。 20

## 【 0 0 5 9 】

閾値を 1 つだけ設定した場合であっても、一定の検出精度を得ることは可能であるが、電気手術器使用を検出できない確率や、電気手術器使用とは無関係のノイズを電気手術器ノイズとして誤検出する確率が、その閾値の設定に大きく依存することとなる。 20

## 【 0 0 6 0 】

例えばモノポーラ型の電気メスの場合、高周波電流は、患者に通電されると、メス先電極から、患者の下に敷設された対極板に向かって流れる。このため、生体用電極 1 5 4 F が、メス先電極の位置から離れた位置に貼付されていても、その電位が高周波電流から受ける影響は大きい。よって、モノポーラ型の場合、F 電位振幅  $A_F$  は、図 5 に示すように頻繁に高閾値  $T_{H I G H}$  を超過し得る。 30

## 【 0 0 6 1 】

一方、例えばバイポーラ型の電気メスの場合、高周波電流は、患者に通電されると、互いに近接する 2 つのメス先電極間を流れる。このため、生体用電極 1 5 4 F が、メス先電極の位置から離れた位置に貼付されている場合は、その電位が高周波電流から受ける影響は小さい。よって、バイポーラ型の場合、F 電位振幅  $A_F$  は、電気メス使用中であっても図 6 に示すように高閾値  $T_{H I G H}$  を超過しないことがあり得る。 30

## 【 0 0 6 2 】

したがって、F 電位波形を電気手術器使用の検出に用いる場合においては、使用する電気手術器の種類によって、特にバイポーラ型を使用するとき、見逃しが発生し易くなる。そこで、本実施の形態では、特にバイポーラ型の使用の検出見逃しを防止するために、低閾値  $T_{L O W}$  を設定する。つまり、高閾値  $T_{H I G H}$  はモノポーラ型電気メスの使用の検出のために設定されたものであり、低閾値  $T_{L O W}$  はバイポーラ型電気メスの使用の検出のために設定されたものである。 40

## 【 0 0 6 3 】

また、低閾値  $T_{L O W}$  は高閾値  $T_{H I G H}$  に比べて小さい値であり、電気手術器使用の誤検出の確率は高閾値  $T_{H I G H}$  に比べて高くなり得るため、検出回数  $D_2$  についての判断基準の回数  $M$ （ $M$  は 1 以上の整数）を、検出回数  $D_1$  についての判断基準の回数  $N$ （ $N$  は 1 以上の整数）である 2 回よりも大きい 3 回に設定する。これにより誤検出確率の上昇を防ぐことができる。

## 【 0 0 6 4 】

なお、判断基準の回数  $N$ 、 $M$  は、2 回や 3 回に限定されるものではなく、変更可能であ 50

る。判断基準の期間も、5秒に限定されるものではなく、変更可能である。また、図4において示す手順は種々変更して実施することができる。

【0065】

第2切替条件の判定処理は、第1切替条件の判定処理とは独立に、並行して行われる。第2切替条件の判定処理では、図7に示すように、まず、患者の最新の心拍数 $HR_{ECG}$ に対応するR-R間隔 $I$ の最新の平均値 $I_{AVE}$ をHR計測部114から取得すると共に(ステップS1021)、患者の最新の心拍数 $HR_{ECG}$ に対応する最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ をHR計測部114から取得する(ステップS1022)。そして、取得した最新の平均値 $I_{AVE}$ と最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ とを比較し、最新の平均値 $I_{AVE}$ に対する最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ の変化率が25%以上である場合は(ステップS1023: YES)、第2切替条件を満たしたと判定し(ステップS1024)、最新の平均値 $I_{AVE}$ に対する最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ の変化率が25%未満である場合は(ステップS1023: NO)、第2切替条件を満たさなかったと判定する(ステップS1025)。

10

【0066】

以上のようにして、第2切替条件の判定処理が行われる。第2切替条件の判定処理では、心拍数 $HR_{ECG}$ の算出に用いられるR-R間隔 $I$ に急変が発生したか否かを判定することができる。

【0067】

R-R間隔 $I$ の急変が発生した場合は、次に算出される平均値 $I_{AVE}$ に与える影響が大きくなり、算出される心拍数 $HR_{ECG}$ の急変につながる。よって、R-R間隔 $I$ の急変の原因が電気手術器による患者への通電でない場合は、心拍数 $HR_{ECG}$ の急変を外科医等に知らせる必要があるため、心拍数 $HR$ を表す心拍数情報としてディスプレイ148及びスピーカ150から出力する情報を切り替えることが望ましい。一方、R-R間隔 $I$ の急変の原因が電気手術器による患者への通電である場合は、心電信号が実際の心臓の拍動を正確に捕捉していないため、心拍数情報としてディスプレイ148及びスピーカ150から出力する情報を、心拍数 $HR_{ECG}$ に基づくものから他のものに切り替えることが望ましい。さらに、R-R間隔 $I$ の急変が発生していない場合は、次に算出される平均値 $I_{AVE}$ に与える影響が小さく、算出される心拍数 $HR_{ECG}$ の急変につながることはない。よってこの場合は、心拍数情報としてディスプレイ148及びスピーカ150から出力する情報を切り替える必要はない。したがって、たとえ電気手術器による患者への通電が行われている最中であつたとしても、情報の切替を行わないことが望ましい。

20

30

【0068】

上記のような望ましい切替制御は、第1切替条件の判定処理と第2切替条件の判定処理とを併用することにより達成することができる。

【0069】

なお、急変判断基準の変化率は、25%に限定されるものではなく、変更可能である。また、最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ と比較する値は、最新の平均値 $I_{AVE}$ に限定されるものではなく、変更可能であり、例えば、最新のR-R間隔 $I_{NEW}$ の直前のR-R間隔でもよい。また、図7において示す手順は種々変更して実施することができる。

【0070】

切替処理では、図8に示すように、まず、第1切替条件と第2切替条件とを両方とも満たしたか否かを判断する(ステップS1031)。両方を満たした場合は(ステップS1031: YES)、最新の心拍数 $HR_{ECG}$ を示すデータを保持させる保持指示信号をHR保持部130に出力する(ステップS1032)。これに従ってHR保持部130は、保持指示信号の受信時又はその直前の心拍数 $HR_{ECG}$ を示すデータ、換言すれば、電気手術器使用の検出時点又はその直前若しくは直後の心拍数 $HR_{ECG}$ を示すデータを、心拍数 $HR_{HOLD}$ を示すデータとして固定して保持する。

40

【0071】

保持指示信号の出力後は、心拍数 $HR$ を示すデータとして選択するデータを、最新の心拍数 $HR_{ECG}$ を示すデータからどのデータに切り替えるべきかを判断する。まず、バル

50

スオキシメータ 160 が作動中であるか否かを、パルスオキシメータ 160 からのシリアル通信信号の入力の有無に基づいて判断する（ステップ S1033）。作動中であれば最新の脈拍数  $PR_{SpO_2}$  を示すデータに切り替え（ステップ S1034）、作動中でなければ観血圧ケーブル 156 が生体情報モニタ 100 に接続されているか否かを、接続検出部 110 からの接続検出信号が示す内容に基づいて判断する（ステップ S1035）。接続されていれば最新の脈拍数  $PR_{IBP}$  を示すデータに切り替え（ステップ S1036）、接続されていなければ心拍数  $HR_{HOLD}$  を示すデータに切り替える（ステップ S1037）。

#### 【0072】

第 1 切替条件及び第 2 切替条件の少なくとも一方を満たさなかった場合は（ステップ S1031：NO）、切替を行わない。したがって、どのデータに切り替えるべきかの判断も行わない。

#### 【0073】

以上のようにして、切替処理が行われる。なお、本実施の形態では、切替時に選択されるデータの候補として、最新の  $SpO_2$  に基づくもの、最新の  $IBP$  に基づくもの及び過去の  $HR$  に基づくものが挙げられているが、これらに限定されるべきものではなく、変更可能である。例えば、生体情報モニタ 100 において非観血圧の計測が行われる場合は、最新の非観血圧値に基づくデータを候補に入れることが可能である。

#### 【0074】

続いて、復帰制御について説明する。復帰制御は、選択制御部 132 が心拍数  $HR$  を示すデータとして最新の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータと異なるものを選択する切替モードにあるときに繰り返し実行され、その実行周期は、拍動の周期に対し十分に短い。復帰制御は、図 9 に示す復帰処理を含む。復帰処理は、まず、直近 10 拍分の R - R 間隔  $I$  を  $HR$  計測部 114 から取得し（ステップ S1041）、さらに、直近 10 拍分の R - R 間隔  $I$  の各々に対する平均値  $I_{AVE}$  を  $HR$  計測部 114 から取得する（ステップ S1042）。

#### 【0075】

そして、F 電位振幅  $A_F$  が低閾値  $T_{LOW}$  以上となったこと（ $A_F \geq T_{LOW}$ ）が手術器使用検出部 128 により最後に検出されてから 6 秒が経過したか否かを判断する（ステップ S1043）。経過していれば（ステップ S1043：YES）、復帰するための第 1 条件を満たしたと判定して、選択するデータを最新の心拍数  $HR_{ECG}$  に基づくデータに戻す（ステップ S1044）。経過していなければ（ステップ S1043：NO）、取得した全ての R - R 間隔  $I$  について、対応する平均値  $I_{AVE}$  に対する変化率が 25% 未満であるか否かを判断する（ステップ S1045）。対応する平均値  $I_{AVE}$  に対する各 R - R 間隔  $I$  の変化率が 25% 未満であれば（ステップ S1045：YES）、前述の第 1 条件を満たさなくても、復帰するための第 2 条件を満たしたと判定して、選択するデータを最新の心拍数  $HR_{ECG}$  に基づくデータに戻す（ステップ S1044）。対応する平均値  $I_{AVE}$  に対するいずれかの R - R 間隔  $I$  の変化率が 25% 以上であれば（ステップ S1045：NO）、復帰するための条件を全く満たさないと判定して、選択するデータに戻す処理を行わない。

#### 【0076】

以上のようにして、復帰処理が行われる。なお、図 9 には図示されていないが、ステップ S1044 を実行した後に、心拍数  $HR_{HOLD}$  を示すデータの保持を解除させる保持リセット信号を  $HR$  保持部 130 に出力することができる。

#### 【0077】

前述のように、第 1 条件では、判断基準の期間を、平均値  $I_{AVE}$  の算出のための期間と同じ長さとするために、6 秒に設定する。これにより、電気手術器使用に起因する  $HR$  計測部 114 の QRS 波の誤検出が心拍数  $HR_{ECG}$  の算出に用いられる平均値  $I_{AVE}$  に与える影響がない時に、選択するデータを心拍数  $HR_{ECG}$  に基づくものに戻すことができる。なお、同様の効果を実現するために、判断基準の期間の長さを、平均値  $I_{AVE}$

10

20

30

40

50

の算出のための期間よりも長く設定してもよい。

【 0 0 7 8 】

また、上記復帰処理では、第 1 条件についての判断だけでなく、第 2 条件についての判断も行う。第 2 条件についての判断では、前述のように、R - R 間隔 I 急変が 1 0 拍連続で生じなかったか否かを判定することができる。R - R 間隔 I の急変が 1 0 拍連続で生じない場合は、R - R 間隔 I が多少変化していたとしても、実際の拍動を正確に反映したものである可能性がある。よって、心拍数  $HR_{ECG}$  の変化をありのままに外科医等に知らせる必要がある。この場合は、切替制御により行われた切替を解除し、心拍数 HR を表す心拍数情報として心拍数  $HR_{ECG}$  に基づく情報をディスプレイ 1 4 8 及びスピーカ 1 5 0 から出力することが望ましい。このような望ましい復帰制御は、第 1 条件についての判断と第 2 条件についての判断とを併用することにより実現することができる。

10

【 0 0 7 9 】

また、上記復帰処理では、切替制御により切替を行った後にその状態を持続する時間の最大値を予め設定しておき、設定した持続時間が経過した時点でその切替を解除するという制御は行わない。

【 0 0 8 0 】

なお、急変判断基準の変化率は、2 5 % に限定されるものではなく、変更可能である。また、各 R - R 間隔 I と比較する値は、対応する平均値  $I_{AVE}$  に限定されるものではなく、変更可能であり、例えば、各 R - R 間隔 I の直前の R - R 間隔でもよい。また、図 9 において示す手順は種々変更して実施することができる。

20

【 0 0 8 1 】

以上、生体情報モニタ 1 0 0 の構成について説明した。

【 0 0 8 2 】

上記構成において、RR 計測部 1 1 2 及びその後段に位置する不図示のデジタルフィルタ、HR 計測部 1 1 4 及びその後段に位置する不図示のデジタルフィルタ、IBP 計測部 1 1 6、PR 計測部 1 1 8、SpO<sub>2</sub> 抽出部 1 2 0、PR 抽出部 1 2 2、HPF 1 2 6、手術器使用検出部 1 2 8、HR 保持部 1 3 0、選択制御部 1 3 2、波形表示制御部 1 3 4、RR 表示制御部 1 3 6、IBP 表示制御部 1 3 8、SpO<sub>2</sub> 表示制御部 1 4 0、HR 表示制御部 1 4 2、HR 同期音制御部 1 4 4 及びアラーム音制御部 1 4 6 における全ての機能は、ソフトウェアにより実施することが可能である。すなわち、生体情報モニタ 1 0 0 に、記憶装置と CPU (Central Processing Unit) とを設け、記憶装置に生体情報モニタ制御プログラムを記憶させ、CPU によりそのプログラムを実行することにより、上記機能を生体情報モニタ 1 0 0 において実現することができる。この場合、既存の生体情報モニタに対してハードウェア面での大幅な変更を加えることなく、ソフトウェア面での変更を加えることにより、電気手術器ノイズ対策としての本実施の形態の生体情報モニタ制御方法を実現することができる。

30

【 0 0 8 3 】

また、上記構成では、各種の生体情報を表す信号（呼吸信号、心電信信号、血圧信号及びシリアル通信信号）を得るために、呼吸信号生成部 1 0 2、心電信信号生成部 1 0 4、血圧信号生成部 1 0 8、心電ケーブル 1 5 2、観血血圧ケーブル 1 5 6 及びパルスオキシメータ 1 6 0 が、生体情報モニタ 1 0 0 に設けられているが、各信号は、ネットワークケーブルを介して LAN (Local Area Network) から受信したり、医用テレメータ装置から無線受信したりすることにより取得することもできる。

40

【 0 0 8 4 】

また、上記構成では、2 つの切替条件を満たした時点で HR 保持指示信号が選択制御部 1 3 2 から HR 保持部 1 3 0 に出力されているが、出力されるタイミングはそれに限定されるべきものではなく、変更可能である。例えば、1 回目の  $A_{FTLOW}$  又は  $A_{FTHIGH}$  の検出時点で HR 保持指示信号が選択制御部 1 3 2 から HR 保持部 1 3 0 に出力されてもよい。この場合、電気手術器使用の検出時点又はその直前の心拍数  $HR_{ECG}$  を示すデータを、心拍数  $HR_{HOLD}$  を示すデータとして固定して保持することができる。

50

【 0 0 8 5 】

また、上記構成では、既存の生体情報モニタにおいて心電図計測用電極の脱落検出のためのF電位波形を利用して、電気手術器の使用を検出する。このため、既存の生体情報モニタに対して構成上の大幅変更を加えることなく、電気手術器ノイズ対策としての本実施の形態の生体情報モニタ制御方法を実現することができる。ここで、電気手術器の使用の検出に、F電位波形の代わりに心電波形を利用してもよいし、さらに他の情報を利用してよい。心電波形の場合も、F電位波形と同様、構成上の大幅変更は必要ないが、検出精度の観点から、心電波形よりもF電位波形を利用することが好ましい。

**【 0 0 8 6 】**

また、上記構成では、選択制御部 132 での切替処理において、最新の脈拍数  $PR_{IB}$  を示すデータに切り替えるための判断基準に、接続検出信号が示す内容、すなわち観血圧ケーブル 156 が接続されているか否かを参照しているが、他の情報を参照して切替を判断してもよい。また、最新の脈拍数  $PR_{SpO_2}$  を示すデータに切り替えるための判断基準に、パルスオキシメータ 160 からのシリアル通信信号の入力の有無を参照しているが、他の情報を参照して切替を判断してもよい。

【 0 0 8 7 】

次いで、上記構成を有する生体情報モニタ１００において、本実施の形態に係る電気手術器ノイズ対策としての生体情報モニタ制御方法を実行した場合に得られる作用の一例について、図１０及び図１１を用いて説明する。図１０は、本実施の形態に係る生体情報モニタ制御方法を実行した場合に出力される心拍数情報の変化を示す図である。図１１は、図１０との対比のために、従来の生体情報モニタ制御方法を実行した場合に出力される心拍数情報の変化を示す図である。

【 0 0 8 8 】

時刻  $t_1$  から時刻  $t_3$  までの期間に断続的に電気メスが使用されたと仮定すると、本実施の形態に係る制御方法の場合は、時刻  $t_1$  から暫くの間はディスプレイ 148 及びスピーカ 150 から出力される心拍数 HR が 60 bpm から 72 bpm まで上昇するが、時刻  $t_2$  において、最新の心拍数  $HR_{ECG}$  の出力から、保持された心拍数  $HR_{HOLD}$  の出力への切替が行われたため、その後は出力される心拍数 HR が 72 bpm に維持される。これにより、出力される心拍数 HR の急上昇が防止され、不要なアラーム音の出力やそれを停止させる手動操作、表示される心拍数 HR を切り替える手動操作を回避することができる。一方、従来の制御方法の場合は、時刻  $t_1$  から心拍数 HR が 60 bpm から 72 bpm まで上昇した後、前述した切替制御が行われなため、その後も心拍数 HR が上昇し、電気手術器の使用が終了する時刻  $t_3$  までの短期間に 105 bpm まで急上昇する。このため、不要なアラーム音の出力が行われ、それを停止させる手動操作や出力される心拍数 HR を切り替える手動操作が必要となる。

【 0 0 8 9 】

以上説明したように、本実施の形態によれば、患者の最新の心拍数に基づく情報を、電気手術器による患者への通電が検出されないときに心拍数情報として視覚的又は聴覚的に出力させ、当該通電が検出されたときに心拍数情報として視覚的又は聴覚的に出力させないよう、出力部の出力を制御する。

【 0 0 9 0 】

例えば、当該通電が検出されたときには、心拍数情報として出力される情報を、患者の最新の心拍数に基づく情報から、患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替える。或いは、当該通電が検出されたときには、心拍数情報として出力される情報を、患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された患者の心拍数に基づく情報に切り替える。或いは、当該通電が検出されたときに、患者の最新の脈拍数に基づく情報がある場合は、心拍数情報として出力される情報を、患者の最新の心拍数に基づく情報から、患者の最新の脈拍数に基づく情報に切り替え、当該通電が検出されたときに、患者の最新の脈拍数に基づく情報がない場合は、心拍数情報として出力される情報を、患者の最新の心拍数に基づく情報から、保持された患者の心拍数に基づく情報に切り替える。

## 【 0 0 9 1 】

このため、患者の実際の心拍数が上昇していないときに生体情報モニタにより出力される心拍数が急上昇するという現象を未然に防止することができ、誤った情報を出力することなく監視を続けることができる。また、これにより、生体情報モニタが発する不要なアラーム音を停止させる手動操作や、出力される情報を心拍数から脈拍数に切り替える手動操作をする必要がなくなり、生体情報モニタの操作の手間を軽減することができる。

## 【 0 0 9 2 】

以上、本発明の実施の形態について説明した。なお、以上の説明は本発明の好適な実施の形態の例証であり、本発明の範囲はこれに限定されない。つまり、上記装置の構成及び動作についての説明は一例であり、本発明の範囲においてこれらの例に対する様々な変更や追加が可能であることは明らかである。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 9 3 】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る生体情報モニタの構成を示す図

【図 2】本発明の一実施の形態に係るディスプレイの画面表示を説明するための図

【図 3】本発明の一実施の形態に係る F 電位波形のフィルタ処理を説明するための図

【図 4】本発明の一実施の形態に係る第 1 切替条件の判定処理を説明するためのフロー図

【図 5】本発明の一実施の形態に係る一定期間に計測された F 電位波形を説明するための図

【図 6】本発明の一実施の形態に係る一定期間に計測された別の F 電位波形を説明するための図

20

【図 7】本発明の一実施の形態に係る第 2 切替条件の判定処理を説明するためのフロー図

【図 8】本発明の一実施の形態に係る切替処理を説明するためのフロー図

【図 9】本発明の一実施の形態に係る復帰処理を説明するためのフロー図

【図 10】本発明の一実施の形態に係る心拍数情報の経時変化の一例を示す図

【図 11】図 10 に示す心拍数情報の経時変化と対比するための、心拍数情報の経時変化の他の例を示す図

## 【符号の説明】

## 【 0 0 9 4 】

- 1 0 0 生体情報モニタ
- 1 0 4 心電信号生成部
- 1 0 6 F 電位信号生成部
- 1 0 8 血圧信号生成部
- 1 1 0 接続検出部
- 1 1 4 H R 計測部
- 1 1 6 I B P 計測部
- 1 1 8 P R 計測部
- 1 2 0 S p O<sub>2</sub> 抽出部
- 1 2 2 P R 抽出部
- 1 2 6 H P F
- 1 2 8 手術器使用検出部
- 1 3 0 H R 保持部
- 1 3 2 選択制御部
- 1 4 2 H R 表示制御部
- 1 4 4 H R 同期音制御部
- 1 4 6 アラーム音制御部
- 1 4 8 ディスプレイ
- 1 5 0 スピーカ
- 1 5 2 心電ケーブル
- 1 5 4 R、1 5 4 L、1 5 4 F 生体用電極

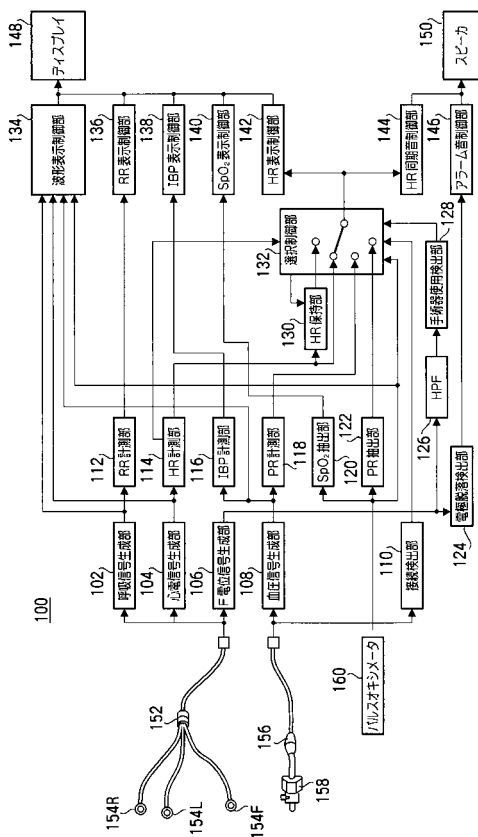
30

40

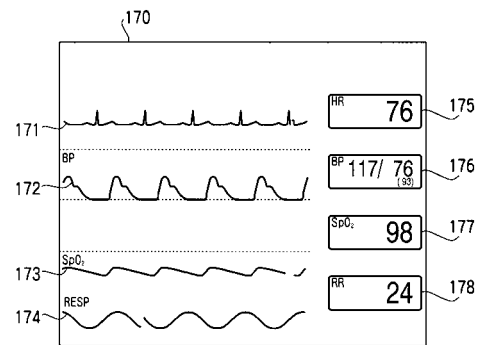
50

- 156 観血血圧ケーブル  
 158 血圧トランスデューサ  
 160 パルスオキシメータ

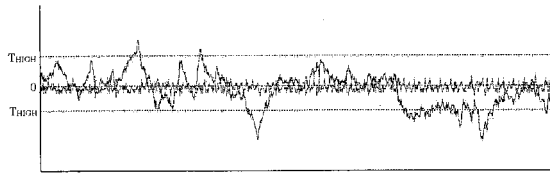
【図 1】



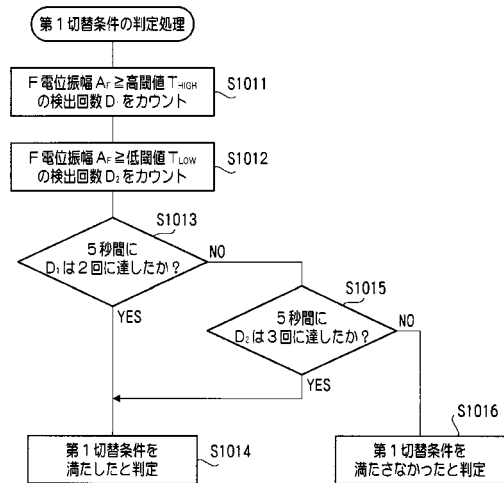
【図 2】



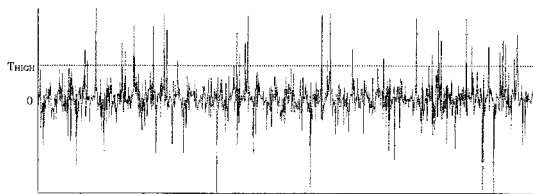
【図 3】



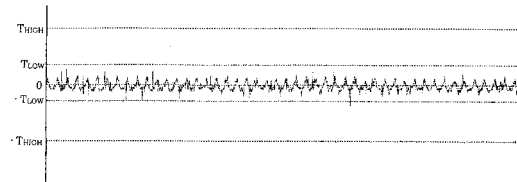
【図 4】



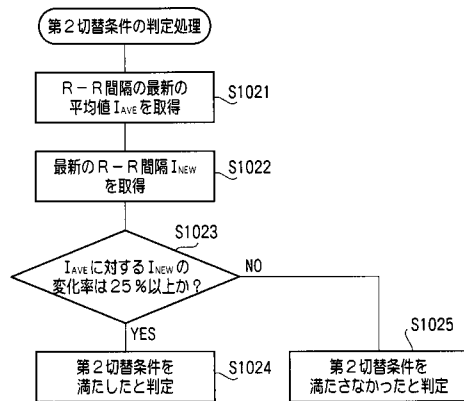
【図 5】



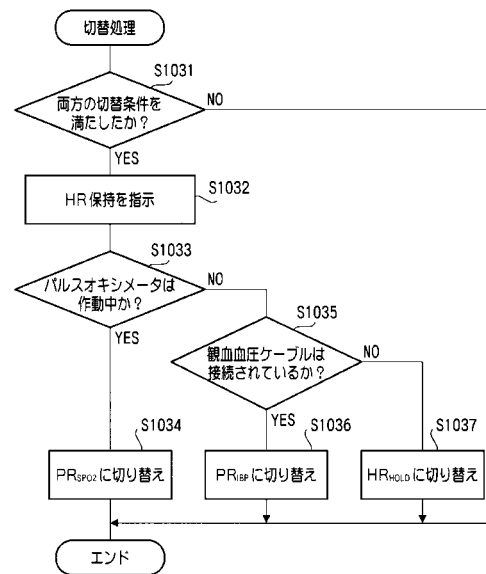
【図 6】



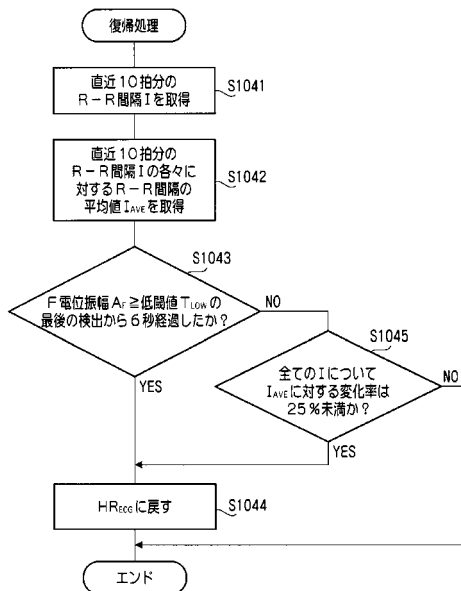
【図 7】



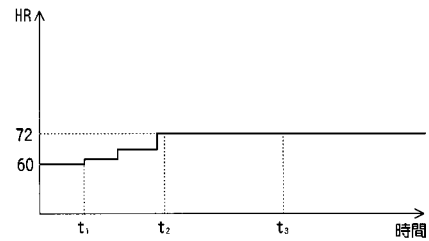
【図 8】



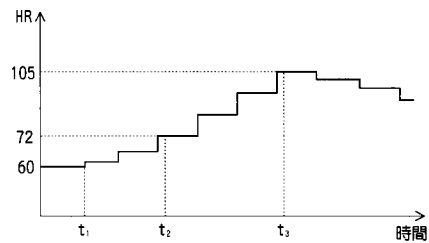
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平3 - 57431 (JP, A)  
実開昭60 - 180406 (JP, U)  
特表2006 - 501899 (JP, A)  
特開2003 - 116801 (JP, A)  
特開平1 - 139036 (JP, A)  
特開2007 - 179339 (JP, A)  
特表2001 - 513386 (JP, A)  
国際公開第2007/023407 (WO, A1)  
特許第2836565 (JP, B2)  
特公平4 - 64689 (JP, B2)  
特開平7 - 39534 (JP, A)  
特開平10 - 127587 (JP, A)  
特表2005 - 519646 (JP, A)  
特開昭63 - 186623 (JP, A)  
特開昭58 - 203742 (JP, A)  
実開平3 - 5405 (JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04 - 5/0496  
A61B 5/00  
A61B 5/02 - 5/0295  
A61B 18/00 - 19/12  
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 生物信息监测和生物信息监测控制程序                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5221086B2</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 公开(公告)日 | 2013-06-26 |
| 申请号            | JP2007232971                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 申请日     | 2007-09-07 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 福田电子株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 福田电子株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 福田电子株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 本田敦久                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 发明人            | 本田 敦久                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/0452 A61B18/14                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| FI分类号          | A61B5/04.310.M A61B5/00.102.A A61B5/02.321.D A61B5/04.312.U A61B17/39.311 A61B18/14 A61B5/02.711.D A61B5/0245.100.D A61B5/04.310.Z A61B5/04.312.Z                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AA19 4C017/AC16 4C017/BC07 4C017/BC21 4C017/BD06 4C017/DD17 4C017/FF05 4C027/AA02 4C027/CC01 4C027/FF02 4C027/GG05 4C027/GG18 4C027/KK03 4C117/XE13 4C117/XE17 4C117/XE58 4C117/XG12 4C117/XG17 4C117/XG18 4C117/XG19 4C117/XG20 4C117/XJ43 4C127/AA02 4C127/CC01 4C127/FF02 4C127/GG05 4C127/GG18 4C127/KK03 4C160/KK03 4C160/KK14 4C160/KK15 4C160/KK22 4C160/KK30 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/MM22 4C160/MM32 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2009061179A                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |

## 摘要(译)

要解决的问题是监测患者的生物信息，而不显示因使用包括电刀在内的电外科器械引起的错误心率，并减少持续监测的操作麻烦。显示器148和扬声器150在视觉上或听觉上输出表示患者的心率HR的心率信息。手术器械使用检测单元128通过电外科器械检测患者的通电。选择控制单元132使得基于患者的最新心率HR ECG 的信息在未检测到电流供应时作为心率信息输出，并且当检测到电流供应时，心率并控制显示器148和扬声器150的输出，以便不作为信息输出。点域1

