

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3581975号

(P3581975)

(45) 発行日 平成16年10月27日(2004.10.27)

(24) 登録日 平成16年8月6日(2004.8.6)

(51) Int. Cl.⁷

F I

A 6 1 B 5/022

A 6 1 B 5/02 3 3 7 L

A 6 1 B 5/0245

A 6 1 B 5/02 3 3 7 H

A 6 1 B 5/02 3 1 O Z

請求項の数 1 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願平9-205	(73) 特許権者	000230962
(22) 出願日	平成9年1月6日(1997.1.6)		日本光電工業株式会社
(65) 公開番号	特開平10-192247		東京都新宿区西落合1丁目31番4号
(43) 公開日	平成10年7月28日(1998.7.28)	(74) 代理人	100074147
審査請求日	平成14年7月19日(2002.7.19)		弁理士 本田 崇
		(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	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	柏谷 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧監視装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

カフを用いて血圧測定を行なう血圧測定手段と、
生体の大動脈側の脈波上の時間間隔検出基準点を検出する時間間隔検出基準点検出手段と、

前記大動脈側の脈波より遅れて現われる末梢血管側の脈波を検出する脈波検出手段と、
前記時間間隔検出基準点検出手段の検出出力と前記脈波検出手段の検出出力に基づいて脈
波伝播時間を計測する脈波伝播時間計測手段と、

前記血圧測定手段により測定された血圧値とこの血圧値が測定されたときの前記脈波伝播
時間計測手段により計測された脈波伝播時間の夫々の変動状態に基づいて前記血圧測定手
段により測定された血圧値が異常値か否かを判定し、該血圧値が異常値であると判断する
と前記血圧測定手段を制御して再度血圧測定を行なう制御手段と、
を備えたことを特徴とする血圧監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

本発明は、手術室、集中治療室、救急処置室、人工透析室などにおいて患者の連続的な血
圧監視が必要な分野における血圧監視装置に係り、特に心電図、脈波及び血圧等の生体情
報の監視を行なう血圧監視装置に関する。

【0002】

10

20

【従来の技術】

従来、血圧の他に心電図及び脈波等の生体情報を監視する血圧監視装置が知られている。これは一般的にバイタルサインモニタと呼ばれている。

この血圧監視装置には、被験者の腕や指に装着するカフおよびパルスオキシメータ用プローブ、被験者の胸部に装着する心電図電極がそれぞれ設けられており、夫々を被験者に装着して血圧、心電図及び脈波を測定し、夫々の測定結果を表示する。この場合、カフ圧による非観血血圧測定では、カフを巻いた部分の血管への負担を軽減するために一定間隔毎に測定するようにしている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、従来の血圧監視装置にあっては、次のような問題点があった。すなわち、カフ圧による非観血血圧測定では、測定中に被験者が動いたりカフ本体に触れたりなどした場合に測定値が異常な値になってしまうことがあるが、従来の血圧監視装置ではその異常値もそのまま取り込んでしまうので、測定後の解析に支障をきたしていた。また、途中で異常に気付いたとしても、再測定を手動で行なうことになるので、操作性があまり良くなかった。

【0004】

そこで本発明は、カフ圧による非観血血圧測定における測定結果の異常を検出することができると共に、異常を検出した場合には自動で再測定を行なう血圧監視装置を提供することを目的としている。

【0005】

【課題を解決するための手段】

以下、本発明の基本的な考え方を説明する。

非観血血圧測定には、上述したカフによる方法の他に脈波伝播時間を利用する方法がある。この脈波伝播時間から血圧値を測定できる原理は次の通りである。図3に示すように、指や耳などの末梢血管側では脈波のボトム値が大動脈波のボトム値より時間的に遅れて現われるが、この遅れ時間が脈波伝播時間である。この場合、心電図波形のR波を基準とすれば、脈波伝播時間はR波のトップ値が出現してから末梢血管側の脈波のボトム値が出現するまでの時間になる。

【0006】

脈波伝播時間を用いた血圧測定は、カフを用いるなど他の方法で血圧を測定し、この測定結果を参照して校正を行なう必要がある。校正を行なった後、例えば血圧が上がると伝播時間が短くなるので、このときの脈波伝播時間と校正時の脈波伝播時間との時間差で補正をかけることにより血圧値が得られる。

一方、血圧値は次式によっても求めることができる。

$$P = T +$$

この場合、Tは脈波伝播時間、 α は被験者固有のパラメータ値である。

被験者固有のパラメータ値 α は、脈波伝播時間の校正時に求めることができる。

脈波伝播時間の校正において、例えば安静時と運動負荷時のそれぞれにおいて血圧と脈波伝播時間を測定する。

【0007】

ここで、安静時の血圧と脈波伝播時間をそれぞれ P_1 、 T_1 、運動負荷時の血圧と脈波伝播時間をそれぞれ P_2 、 T_2 とすると、血圧 P_1 、 P_2 は、

$$P_1 = T_1 + \alpha \quad \dots \dots (1)$$

$$P_2 = T_2 + \alpha \quad \dots \dots (2)$$

で表わされる。したがって、これら P_1 、 T_1 、 P_2 、 T_2 を測定することにより、上記2式よって α を算出することができる。そして、この α を一度求めれば、以後脈波伝播時間を測定するだけでその被験者の血圧を測定することができる。なお、異なる2つの血圧値を測定するにあたっては、安静時と運動負荷時でなくてもよく、異なる血圧値が現われるときに2つの値を計測すれば良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

このように、心電図と脈波とから血圧値を求めることができるので、従来の血圧監視装置における心電図とパルスオキシメータによる脈波との時間差と、カフ圧による非観血血圧測定における血圧値の夫々の変動状態に基づいて非観血血圧測定における血圧値が異常値か否かを判定することが可能になる。そして、該血圧値が異常値であれば再度血圧を測定を行なえば良い。

【 0 0 0 9 】

この原理に基づく請求項 1 の発明は、カフを用いて血圧測定を行なう血圧測定手段と、生体の大動脈側の脈波上の時間間隔検出基準点を検出する時間間隔検出基準点検出手段と、前記大動脈側の脈波より遅れて現われる末梢血管側の脈波を検出する脈波検出手段と、前記時間間隔検出基準点検出手段の検出出力と前記脈波検出手段の検出出力に基づいて脈波伝播時間を計測する脈波伝播時間計測手段と、前記血圧測定手段により測定された血圧値とこの血圧値が測定されたときの前記脈波伝播時間計測手段により計測された脈波伝播時間の夫々の変動状態に基づいて前記血圧測定手段により測定された血圧値が異常値か否かを判定し、該血圧値が異常値であると判断すると前記血圧測定手段を制御して再度血圧測定を行なう制御手段とを備えるものである。

【 0 0 1 1 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の血圧監視装置の実施の形態について説明する。A . 血圧監視装置の構成

図 1 は本発明に係る血圧監視装置の実施の形態の構成を示すブロック図である。この図において、カフ 2 は血圧の測定に使用されるものであり、被験者の上腕部または指に装着する。カフ 2 は排気弁 3 によってその内部が大気に対して開放または閉塞され、また加圧ポンプ 4 によって空気が供給される。カフ圧力は圧力センサ 5 で測定され、その出力がカフ圧検出増幅部 6 によって検出され、増幅される。このカフ圧検出増幅部 6 の出力は A / D 変換器 7 によってデジタル信号に変換された後、CPU (中央処理装置) 1 に取り込まれる。CPU 1 と排気弁 3 および加圧ポンプ 4 は出力インタフェース 8 により接続されている。

【 0 0 1 2 】

心電図電極 9 は心電図信号の測定に使用されるものであり、被験者の胸部等に装着される。心電図信号検出増幅部 10 は心電図電極 9 によって被験者の心電図信号を検出し、増幅して出力する。この心電図信号検出増幅部 10 の出力は A / D 変換器 11 によってデジタル信号に変換された後、CPU 1 に取り込まれる。パルスオキシメータ用プローブ 12 は血液中に溶け込んでいる酸素濃度の測定に使用されるものであり、被験者の指等に装着される。

【 0 0 1 3 】

このパルスオキシメータ用プローブ 12 には、血液中のヘモグロビンに影響する波長 1 の光を出力する LED (発光ダイオード) と、ヘモグロビンに影響しない波長 2 の光を出力する LED (発光ダイオード) と、波長 1 の光を出力する LED からの光を検出するホトトランジスタと、波長 2 の光を出力する LED からの光を検出するホトトランジスタとが設けられている。この場合、一对の LED とホトトランジスタの夫々は、被験者の測定部位の大きさに応じた間隔で対向配置されている。

【 0 0 1 4 】

LED 電流コントロール部 13 はパルスオキシメータ用プローブ 12 の波長 1 の光を出力する LED に流す電流を制御し、LED 電流コントロール部 14 はパルスオキシメータ用プローブ 12 の波長 2 の光を出力する LED に流す電流を制御するものである。光電脈波信号検出増幅部 15 は、パルスオキシメータ用プローブ 12 の波長 1 の光を検出するホトトランジスタの出力から脈波信号を検出し、増幅して出力する。この光電脈波信号検出増幅部 15 の出力は A / D 変換器 17 によってデジタル信号に変換された後、CPU 1 に取り込まれる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

光電脈波信号検出増幅部 1 6 は、パルスオキシメータ用プローブ 1 2 の波長 2 の光を検出するホトトランジスタの出力から脈波信号を検出し、増幅して出力する。この光電脈波信号検出増幅部 1 6 の出力は A / D 変換器 1 8 によってデジタル信号に変換された後、CPU 1 に取り込まれる。入力部 1 9 は脈波伝播時間の校正指示やその校正時に使用する校正用の血圧値 P 1、P 2 の入力、及びカフ 2 による非観血血圧測定の再測定の基準となる閾値 BP の入力等に使用される。

【 0 0 1 6 】

CPU 1 は、A / D 変換器 7、1 1、1 7、1 8 からの出力及び入力部 1 9 からの出力に基づいて処理プログラムを実行し、処理結果を出力手段の表示器 2 1 に表示する。すなわち、CPU 1 は、一定時間毎に排気弁 3 及び加圧ポンプ 4 を制御し、その際に得られる A / D 変換器 1 1 の出力に基づいて血圧値を算出して、その結果を表示器 2 2 に表示する。また、A / D 変換器 1 1 の出力を取り込んで心拍数を算出し、心電図波形と共に表示器 2 2 に表示する。また、A / D 変換器 1 7、1 8 の夫々の出力を取り込んで酸素飽和度を算出すると共に脈波を測定し、夫々を表示器 2 2 に表示する。

10

【 0 0 1 7 】

また、CPU 1 は、カフ 2 による非観血血圧測定時に、心電図波形の R 波のピーク値の出現から脈波のボトム値の出現までの間の脈波伝播時間を計測し、その計測結果と脈波伝播時間の校正時に得られた被験者固有のパラメータ値、 から血圧値を算出する。そして、この脈波伝播時間から求めた血圧値とカフ 2 による非観血血圧測定値との差を求め、その差が予め決定した閾値以内であるか否かを判定し、閾値を超えていると判断すると、カフ 2 による非観血血圧測定を再度行なう。

20

CPU 1 に接続されるメモリ (ROM) 2 0 には処理プログラムが格納されており、またメモリ (RAM) 2 1 には処理過程のデータが格納される。

【 0 0 1 8 】

上記カフ 2、排気弁 3、加圧ポンプ 4、圧力センサ 5、カフ圧検出増幅部 6 及び A / D 変換器 7 は血圧測定手段を構成する。また、RAM 2 1 は閾値記憶手段に対応する。また、心電図電極 9、心電図信号検出増幅部 1 0 および A / D 変換器 1 1 は時間間隔検出基準点検出手段を構成する。また、パルスオキシメータ用プローブ 1 2、LED 電流コントロール部 1 3、1 4、光電脈波信号検出増幅部 1 5、1 6 および A / D 変換器 1 7、1 8 は脈波検出手段を構成する。また、CPU 1 は演算手段及び制御手段に対応する。

30

【 0 0 1 9 】

B . 血圧監視装置の動作

次に、上記構成による血圧監視装置の動作について、図 2 に示すフローチャートを参照しながら説明する。なお、この説明においては、脈波伝播時間の校正が既に行なわれていて被験者固有のパラメータ値、 がメモリ 2 1 に書き込まれており、またカフ 2 による非観血血圧測定の再測定の基準となる閾値 BP もメモリ 2 1 に書き込まれているものとする。

【 0 0 2 0 】

まず、CPU 1 は、ステップ S 1 でカフ 2 による非観血血圧測定を開始するタイミングか否かを判定する。この判定において、非観血血圧測定開始タイミングでないと判断するとこのステップを繰り返し、同タイミングであると判断すると、ステップ S 2 に進み、カフ 2 による非観血血圧測定を開始する。次いで、ステップ S 3 で脈波伝播時間 T 1 を計測し、その結果をメモリ 2 1 に書き込む。

40

脈波伝播時間 T 1 を計測した後、ステップ S 3 で脈波伝播時間 T 1 から血圧値 BP 1 を算出し、その結果をメモリ 2 1 に書き込む。すなわち、メモリ 2 1 に書き込まれている脈波伝播時間 T 1 と被験者固有のパラメータ値、 とを次式に代入して血圧値 BP 1 を算出する。

$$P = T +$$

【 0 0 2 1 】

50

脈波伝播時間 T_1 から血圧値 BP_1 を算出した後、ステップ S_5 でカフ 2 による非観血血圧測定による血圧値 $NIBP_1$ を得る。次いで、ステップ S_6 で血圧値 BP_1 と血圧値 $NIBP_1$ との差をとり、その絶対値がメモリ 2_1 に書き込んだ閾値 BP 以上であるか否かを判定する。この判定において、血圧値 BP_1 と血圧値 $NIBP_1$ との差の絶対値が閾値 BP 以上であれば、カフ 2 による非観血血圧測定結果が異常であると判断し、現在の測定値を排除した後、ステップ S_7 で再度カフ 2 による非観血血圧測定を行なう。そして、ステップ S_8 で再測定による血圧値 $NIBP_1$ を得ると、ステップ S_9 でその血圧値 $NIBP_1$ を表示器 2_2 に表示する。

一方、上記ステップ S_6 の判定において、血圧値 BP_1 と血圧値 $NIBP_1$ との差の絶対値が閾値 BP 以下であれば、カフ 2 による非観血血圧測定結果に異常がないものと判断して、ステップ S_9 で血圧値 $NIBP_1$ を表示する。

【0022】

このように、この実施の形態では、カフ 2 による非観血血圧測定時に、心電図波形の R 波のピーク値の出現から脈波のボトム値の出現までの間の脈波伝播時間 T_1 を計測し、その結果 T_1 と脈波伝播時間 T_1 の校正時に得られた被験者固有のパラメータ値、 α とから血圧値 BP_1 を算出する。そして、この血圧値 BP_1 とカフ 2 による非観血血圧測定により得られた血圧値 $NIBP_1$ との差の絶対値を求め、その値が予め決定した閾値 BP 以内であるか否かを判定し、該閾値 BP を超えていると判断すると、再度カフ 2 による非観血血圧測定を行ない、その結果得られた血圧値 $NIBP_1$ を表示器 2_2 に表示する。したがって、カフ 2 による非観血血圧測定において異常値が生じても、この異常値を取り込まないので、信頼性の高い血圧測定値が得られ、測定後の解析に支障をきたすことが無くなる。また、異常値が生じた場合には自動的に再測定を行なうので、手動で再測定する手間が無くなり、操作性が良くなる。

【0023】

なお、上記実施の形態では、カフ 2 による非観血血圧測定により得られた血圧値 $NIBP_1$ と脈波伝播時間 T_1 により得られた血圧値 BP_1 との差が閾値 BP 以内であるか否かを判定することでカフ 2 による非観血血圧測定結果が正常であるか否かを判断するようにしたが、カフ 2 による非観血血圧測定により得られる血圧値と脈波伝播時間の夫々について変動状態を判断するようにしても良い。例えば、次ような例が挙げられる。

【0024】

1 カフ 2 による非観血血圧測定を行なったときに、そのときの血圧値がある値を超えていたが、同時に脈波伝播時間もある値を超えていれば、双方ともある値を超えているので、カフ 2 による非観血血圧測定結果が正常であると判断する。

2 脈波伝播時間の変動が殆どないにもかかわらず、カフ 2 による非観血血圧測定結果が変化していれば、非観血血圧測定結果が異常であると判断する。

3 脈波伝播時間が変動しているにもかかわらず、カフ 2 による非観血血圧測定結果が変動していなければ、非観血血圧測定結果が異常であると判断する。

【0025】

【発明の効果】

本発明の請求項 1 に記載の血圧監視装置によれば、カフ 2 による非観血血圧測定において異常値が生じても、この異常値を取り込まないので、信頼性の高い血圧測定値が得られ、測定後の解析に支障をきたすことが略無くなる。また、異常値が生じた場合には自動的に再測定を行なうので、手動で再測定する手間が無くなり、操作性が良くなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1 】本発明に係る血圧監視装置の実施の形態の構成を示すブロック図である。

【図 2 】同実施の形態の血圧監視装置の動作を示すフローチャートである。

【図 3 】脈波伝播時間を説明するための波形図である。

【符号の説明】

1 CPU

2 カフ

10

20

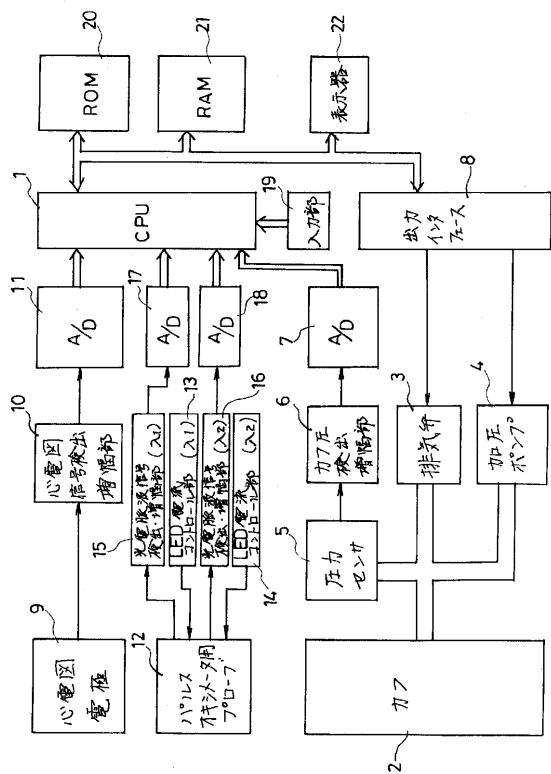
30

40

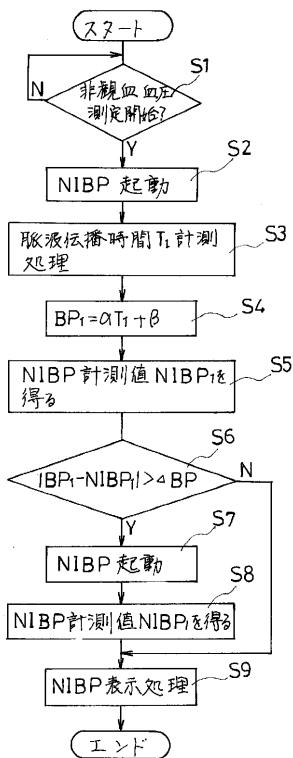
50

- 3 排気弁
- 4 加圧ポンプ
- 5 圧力センサ
- 6 カフ圧検出増幅部
- 7、11、17、18 A/D変換器
- 9 心電図電極
- 10 心電図信号検出増幅部
- 12 パルスオキシメータ用プローブ
- 13、14 LED電流コントロール部
- 15、16 光電脈波信号検出増幅部
- 19 入力部
- 20 ROM
- 21 RAM
- 22 表示器

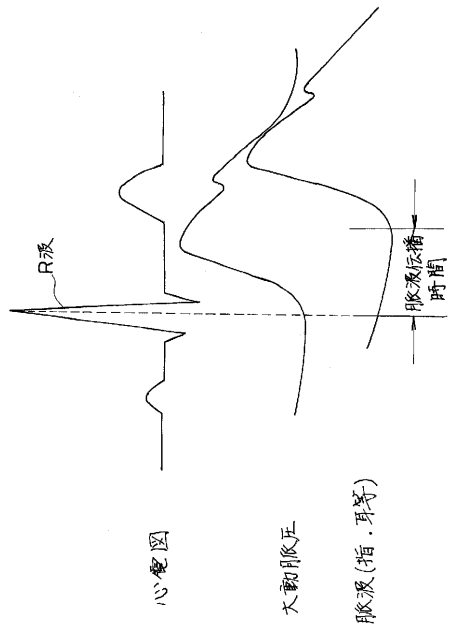
【図1】



【図2】



【 図 3 】



フロントページの続き

(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

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特公平04-067852(JP, B2)

特開平04-200439(JP, A)

特開平07-313472(JP, A)

特開平02-046824(JP, A)

特開平09-168515(JP, A)

特開平05-269092(JP, A)

欧州特許出願公開第852126(EP, A2)

米国特許第5876348(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 5/02 - 5/03