

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3688256号
(P3688256)

(45) 発行日 平成17年8月24日(2005.8.24)

(24) 登録日 平成17年6月17日(2005.6.17)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 5/022

A 6 1 B 5/00

F I

A 6 1 B 5/02 3 3 7 L

A 6 1 B 5/00 1 0 2 A

A 6 1 B 5/02 3 3 7 E

A 6 1 B 5/02 3 3 7 M

請求項の数 7 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2002-279490 (P2002-279490)
 (22) 出願日 平成14年9月25日(2002.9.25)
 (65) 公開番号 特開2004-113368 (P2004-113368A)
 (43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)
 審査請求日 平成14年9月25日(2002.9.25)

(73) 特許権者 504019054
 コーリンメディカルテクノロジー株式会社
 愛知県小牧市林2007番1
 (74) 代理人 100085361
 弁理士 池田 治幸
 (72) 発明者 犬飼 英克
 愛知県小牧市林2007番1 日本コーリ
 ン株式会社内

審査官 小原 博生

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 非観血連続血圧監視装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体の一部に装着されるカフと、
 該カフの圧迫圧力を制御するカフ圧制御手段と、
 該カフ圧制御手段により前記カフの圧迫圧力が徐速変化させられる過程において得られる信号に基づいて、該生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、
 該生体の所定の動脈に向かって押圧させられる圧脈波センサを用いて該動脈から発生する圧脈波を逐次検出する圧脈波検出装置と、
 前記血圧値決定手段により決定された血圧値と前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の大きさとの間の圧脈波血圧対応関係を決定する対応関係決定手段と、
 該圧脈波血圧対応関係を用い、前記圧脈波検出装置により逐次検出される圧脈波の大きさから監視血圧値を連続的に決定する血圧値連続決定手段とを備えた非観血連続血圧監視装置であって、
 前記カフ圧制御手段により前記カフの圧迫圧力が平均血圧値よりも低い圧力とされた状態で、該カフ内の圧力振動であるカフ脈波を検出するカフ脈波検出手段と、
 該カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波と、該カフ脈波の検出と同時期に前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波との間の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方の比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定する血圧監視精度判定手段と

を含むことを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

10

20

【請求項 2】

請求項 1 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧値決定手段により血圧値が決定されたときに前記カフ脈波検出手段および前記圧脈波検出装置によりそれぞれ検出されたカフ脈波および圧脈波の大きさを同じにするために、そのカフ脈波および圧脈波の少なくとも一方を補正する補正係数を決定する補正係数決定手段と、

該補正係数決定手段により決定された補正係数を用いて、逐次、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波および前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の少なくとも一方を補正して、比較用の一組のカフ脈波および圧脈波を決定する比較脈波決定手段とを備え、

前記血圧監視精度判定手段は、該比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波の互いの最小点を一致させた状態で、それらカフ脈波および圧脈波の所定の特徴点の位置の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方を比較することによって、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧値決定手段により血圧値が決定されたときに前記カフ脈波検出手段および前記圧脈波検出装置によりそれぞれ検出されたカフ脈波および圧脈波の大きさを同じにするために、そのカフ脈波および圧脈波の少なくとも一方を補正する補正係数を決定する補正係数決定手段と、

該補正係数決定手段により決定された補正係数を用いて、逐次、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波および前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の少なくとも一方を補正して、比較用の一組のカフ脈波および圧脈波を決定する比較脈波決定手段とを備え、

前記血圧監視精度判定手段は、該比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波の形状の比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧監視精度判定手段は、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波を、互いの最小点を一致させた状態で時間軸に垂直に複数の脈波区分に分割して、該複数の脈波区分毎に面積差を算出し、該複数の面積差のそれぞれの時間変化が所定の基準値を超えた脈波区分の数に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧監視精度判定手段は、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波を、互いの最小点を一致させた状態で時間軸に垂直に複数の脈波区分に分割して、該複数の脈波区分毎に面積差を算出し、該複数の面積差の時間変化傾向が一致するか否かに基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧監視精度判定手段は、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波の面積の時間変化と、該カフ脈波の検出と同時期に前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の面積の時間変化との比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の非観血連続血圧監視装置であって、

前記血圧監視精度判定手段は、カフ脈波の大きさを表す軸と圧脈波の大きさを表す軸とからなる二次元グラフに、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波と、前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波のうち該カフ脈波に対応する圧脈波とにより描かれる波形相関図形に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする非観血連続血圧監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、非観血的且つ連続的に血圧値を監視する血圧監視装置に関し、さらに詳しくは、非観血連続血圧監視装置において、血圧監視精度を維持しつつ患者の負担を軽減する技術に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

非観血連続血圧監視装置として、生体の所定の動脈から発生する圧脈波を検出して、その圧脈波から連続的に血圧値を監視する装置、すなわち、所謂トノメトリ法による血圧測定を用いた装置が知られている。この方式の非観血連続血圧監視装置は、上腕など生体の一部にカフを装着して、そのカフの圧迫圧力を徐速変化させる過程で血圧値を決定し、その血圧値と、生体の所定の動脈に向かって押圧させられる圧脈波センサを用いて検出した圧脈波とから、その圧脈波の大きさと血圧値との間の圧脈波血圧対応関係を決定し、その圧脈波血圧対応関係を用い、逐次検出される圧脈波から連続的に血圧値を決定している（たとえば、特許文献1参照。）。 20

【0003】

【特許文献1】

特開2000-237151号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

上記非観血連続血圧監視装置は、圧脈波センサの装着状態がずれる等の理由により、実際の圧脈波血圧対応関係が、血圧を測定して決定した圧脈波血圧対応関係からずれてしまうと、監視血圧値の精度が低下する。そこで、監視血圧値の精度低下を防ぐために、圧脈波血圧対応関係を比較的短い周期で更新する場合がある。短い周期で圧脈波血圧対応関係を更新すれば、実際の圧脈波血圧対応関係が徐々にずれていったとしても監視血圧値の精度低下を少なくすることができる。しかしながら、短い周期で圧脈波血圧対応関係を更新する場合には、それほど圧脈波血圧対応関係が変化しておらず更新の必要がない場合にまでその関係を更新することになる。圧脈波血圧対応関係を更新するためには、その度にカフを用いた血圧測定を実行しなければならず、カフを用いた血圧測定はカフの圧迫圧力を最高血圧値よりも高い圧力まで昇圧することから患者にとっては負担となる。従って、カフを用いた血圧測定の周期はできるだけ長い周期に設定されることが望まれる。

30

【0005】

上記の通り、監視血圧値の精度を判定することができない場合には、監視血圧値の精度低下を防ぐために、圧脈波血圧対応関係を比較的頻繁に更新しなければならない。そこで、上記特許文献1では、圧脈波血圧対応関係が保たれている場合には、圧脈波センサからの押圧により血管壁の一部が略平坦とされ、その略平坦とされている血管壁の上部に位置する複数の圧力検出素子により検出される圧脈波は、略同じ形状となることを利用して、監視血圧値の精度を逐次判定している。すなわち、上記特許文献1では、圧脈波センサの押圧面に配置されている多数の圧力検出素子から最大脈波振幅を出力する最大圧力検出素子を決定し、その最大圧力検出素子から圧脈波を検出するとともに、最大圧力検出素子からの距離が第1距離および第2距離にある第1圧力検出素子および第2圧力検出素子からもそれぞれ圧脈波を検出して、最大圧力検出素子により検出された圧脈波と第1圧力検出素子から検出された圧脈波との間の第1相関係数、および最大圧力検出素子により検出された圧脈波と第2圧力検出素子により検出された圧脈波との間の第2相関係数を逐次算出し 50

、その第1相関係数と第2相関係数とに基づいて監視血圧値の精度を逐次判定している。

【0006】

前述のように、カフを用いた血圧測定の周期はできるだけ長い周期に設定されることが要求されるが、上記特許文献1の血圧監視装置のように、複数の圧力検出素子によりそれぞれ検出される圧脈波間の相関係数を用いて監視血圧値の精度を逐次判定する技術は、その要求に応えるほどには判定精度が十分ではなく、圧脈波血圧対応関係を更新するための血圧測定周期をある程度長くすることができるにとどまる。そのため、上記特許文献1に記載された監視血圧値の精度を判定する技術と組み合わせても用いることができ、また、その技術とは別に単独でも用いることができる、監視血圧値の精度を判定する技術の開発が望まれていた。

10

【0007】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、高い血圧監視精度を維持しつつ、患者の負担を軽減することができる非観血連続血圧監視装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明者は、上記目的を達成するために種々検討を重ねた結果、以下の知見を見いだした。すなわち、カフの圧迫圧力を平均血圧値以下とした状態で生体からそのカフに伝達される圧力振動であるカフ脈波の形状は、トノメトリ法により検出される圧脈波の形状とよく似ていることを見いだした。また、カフは装着中にずれることが少ないことから、カフ脈波とトノメトリ法により検出される圧脈波とを比較すれば、圧脈波センサの装着状態が変化したかどうかを判定できるので、監視血圧値の精度の低下が判定できることを見いだした。本発明はかかる知見に基づいて成されたものである。

20

【0009】

すなわち、上記目的を達成するための本発明は、(a)生体の一部に装着されるカフと、(b)そのカフの圧迫圧力を制御するカフ圧制御手段と、(c)そのカフ圧制御手段により前記カフの圧迫圧力が徐速変化させられる過程において得られる信号に基づいて、その生体の血圧値を決定する血圧値決定手段と、(d)その生体の所定の動脈に向かって押圧させられる圧脈波センサを用いてその動脈から発生する圧脈波を逐次検出する圧脈波検出装置と、(e)前記血圧値決定手段により決定された血圧値と前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の大きさとの間の圧脈波血圧対応関係を決定する対応関係決定手段と、(f)その圧脈波血圧対応関係を用い、前記圧脈波検出装置により逐次検出される圧脈波の大きさから監視血圧値を連続的に決定する血圧値連続決定手段とを備えた非観血連続血圧監視装置であって、(g)前記カフ圧制御手段により前記カフの圧迫圧力が平均血圧値よりも低い圧力とされた状態で、そのカフ内の圧力振動であるカフ脈波を検出するカフ脈波検出手段と、(h)そのカフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波と、そのカフ脈波の検出と同時期に前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波との間の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方の比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定する血圧監視精度判定手段とを含むことを特徴とする。

30

【0010】

【発明の効果】

この発明によれば、血圧監視精度判定手段により、圧脈波検出装置によって検出される圧脈波と、カフの圧迫圧力が平均血圧値より低い圧力で検出されるカフ脈波との間の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方が比較されて、血圧値連続決定手段により連続的に決定される監視血圧値の精度が判定されることから、監視血圧値の精度を維持するために、カフを用いた血圧測定を短い周期で行って圧脈波血圧対応関係を頻繁に更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

40

【0011】

【発明の他の態様】

ここで、前記血圧監視精度判定手段における圧脈波とカフ脈波との比較の仕方には種々

50

考えられるが、たとえば、圧脈波とカフ脈波の特徴点の位置の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方を比較することが考えられる。そのようにして監視血圧値の精度を判定する非観血連続血圧監視装置は、前記血圧値決定手段により血圧値が決定されたときに前記カフ脈波検出手段および前記圧脈波検出装置によりそれぞれ検出されたカフ脈波および圧脈波の大きさを同じにするために、そのカフ脈波および圧脈波の少なくとも一方を補正する補正係数を決定する補正係数決定手段と、該補正係数決定手段により決定された補正係数を用いて、逐次、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波および前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の少なくとも一方を補正して、比較用の一組のカフ脈波および圧脈波を決定する比較脈波決定手段とを備え、前記血圧監視精度判定手段は、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波の互いの最小点を一致させた状態で、それらカフ脈波および圧脈波の所定の特徴点の位置の大きさ成分および時間成分の少なくとも一方を比較することによって、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする。

10

【0012】

また、前記血圧監視精度判定手段において圧脈波の形状とカフ脈波の形状とを比較してもよい。そのようにして監視血圧値の精度を判定する非観血連続血圧監視装置は、前記血圧値決定手段により血圧値が決定されたときに前記カフ脈波検出手段および前記圧脈波検出装置によりそれぞれ検出されたカフ脈波および圧脈波の大きさを同じにするために、そのカフ脈波および圧脈波の少なくとも一方を補正する補正係数を決定する補正係数決定手段と、該補正係数決定手段により決定された補正係数を用いて、逐次、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波および前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の少なくとも一方を補正して、比較用の一組のカフ脈波および圧脈波を決定する比較脈波決定手段とを備え、前記血圧監視精度判定手段は、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波の形状の比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする。

20

【0013】

また、圧脈波の形状とカフ脈波の形状とを比較して監視血圧値の精度を判定する装置では、前記血圧監視精度判定手段は、たとえば、前記血圧監視精度判定手段は、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波を、互いの最小点を一致させた状態で時間軸に垂直に複数の脈波区分に分割して、該複数の脈波区分毎に面積差を算出し、該複数の面積差のそれぞれの時間変化が所定の基準値を超えた脈波区分の数に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定する。または、前記比較脈波決定手段により決定されたカフ脈波および圧脈波を、互いの最小点を一致させた状態で時間軸に垂直に複数の脈波区分に分割して、該複数の脈波区分毎に面積差を算出し、該複数の面積差の時間変化傾向が一致するか否かに基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであってもよい。

30

【0014】

また、前記血圧監視精度判定手段において圧脈波の面積とカフ脈波の面積とを比較してもよい。そのようにして監視血圧値の精度を判定する非観血連続血圧監視装置は、前記血圧監視精度判定手段が、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波の面積の時間変化と、該カフ脈波の検出と同時期に前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波の面積の時間変化との比較に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであることを特徴とする。

40

【0015】

また、次のようにしてカフ脈波と圧脈波とを比較して監視血圧値の精度を判定してもよい。すなわち、前記血圧監視精度判定手段は、カフ脈波の大きさを表す軸と圧脈波の大きさを表す軸とからなる二次元グラフに、前記カフ脈波検出手段により検出されたカフ脈波と、前記圧脈波検出装置により検出された圧脈波のうち該カフ脈波に対応する圧脈波とにより描かれる波形相関図形に基づいて、逐次、前記血圧値連続決定手段により決定された監視血圧値の精度を判定するものであってもよい。

50

【 0 0 1 6 】

【 発明の好適な実施の形態 】

以下、本発明の実施の形態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非観血連続血圧監視装置 8 の構成を説明するブロック図である。

【 0 0 1 7 】

図において、10 はゴム製袋を布製帯状袋内に有するカフであって、たとえば患者の右腕の上腕部 12 に巻回される。カフ 10 には、圧力センサ 14 および排気制御弁 16 が配管 18 を介して接続され、さらに排気制御弁 16 は、配管 19 により空気ポンプ 20 に接続されている。排気制御弁 16 は、空気ポンプ 20 において発生させられた圧力の高い空気をカフ 10 内へ供給することを許容する供給許容状態、カフ 10 内の圧力を維持する圧力維持状態、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の 4 つの状態に切り替えられるように構成されている。

10

【 0 0 1 8 】

圧力センサ 14 は、カフ 10 内の圧力 P_K を検出してその圧力 P_K 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ており、圧力信号 SP に含まれる定常的な圧力すなわちカフ 10 の圧迫圧力（以下、この圧をカフ圧 PC という）を表すカフ圧信号 SC を弁別してそのカフ圧信号 SC 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ており、圧力信号 SP の振動成分であるカフ脈波信号 SM1 を弁別してそのカフ脈波信号 SM1 を A/D 変換器 30 を介して電子制御装置 28 へ供給する。このカフ脈波信号 SM1 は、カフ 10 により圧迫される図示しない上腕動脈からカフ 10 に伝達される圧力振動であることからカフ脈波 CW を表す。

20

【 0 0 1 9 】

上記電子制御装置 28 は、CPU 31, ROM 32, RAM 33, 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、CPU 31 は、ROM 32 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 33 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図示しない駆動回路を介して排気制御弁 16 および空気ポンプ 20 を制御して、カフ 10 内の圧力を制御するとともに、カフ脈波信号 SM1 が表すカフ脈波 CW の変化に基づいてオシロメトリック法により最高血圧値 BP_{SYS} および最低血圧値 BP_{DIA} などの血圧値 BP を決定し、その決定した血圧値 BP を表示器 34 に表示させる。

30

【 0 0 2 0 】

圧脈波検出装置として機能する圧脈波検出プローブ 36 は、図 2 に詳しく示すように、容器状を成すセンサハウジング 37 と、そのハウジング 37 を収容するケース 38 と、センサハウジング 37 を橈骨動脈 56 の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング 37 に螺合され且つケース 38 の駆動部 39 内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸 40 とを備えている。また、上記ケース 38 には装着バンド 41 が取り付けられている。

【 0 0 2 1 】

このように構成された圧脈波検出プローブ 36 は、センサハウジング 37 の開口端が体表 42 に対向する状態で装着バンド 41 により手首 43 に着脱可能に取り付けられるようになっている。なお、圧脈波検出プローブ 36 が取り付けられる手首 43 は、カフ 10 が装着されている側の手首であっても、それとは反対側の手首であってもよいが、手術中には一方の腕に点滴を実施する場合も多く、点滴をする場合には点滴用の管が挿入されている側の腕には、カフ 10 も圧脈波検出プローブ 36 も装着することができないことから、その場合には圧脈波検出プローブ 36 はカフ 10 と同じ側の腕に装着される。

40

【 0 0 2 2 】

上記センサハウジング 37 の内部には、圧脈波センサ 46 が、ダイヤフラム 44 を介してセンサハウジング 37 に対して相対移動可能かつセンサハウジング 37 の開口端から突出し可能に設けられており、これらセンサハウジング 37 およびダイヤフラム 44 等によっ

50

て圧力室 48 が形成されている。この圧力室 48 内には、図 1 に示すように、空気ポンプ 50 から調圧弁 52 を経て圧力の高い空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ 46 は圧力室 48 内の圧力に応じた押圧力 HDP(Hold Down Pressure)で体表面 42 に押圧させられる。

【0023】

上記センサハウジング 37 およびダイヤフラム 44 は、圧脈波センサ 46 を橈骨動脈 56 に向かって押圧する押圧装置 58 を構成しており、ねじ軸 40 および図示しないモータは、圧脈波センサ 46 が体表面 42 に向かって押圧させられる押圧位置を、橈骨動脈 56 の幅方向に移動させる幅方向移動装置 60 を構成している。

【0024】

上記圧脈波センサ 46 の押圧面 62 には、図 3 に示すように、多数の半導体感圧素子（以下、単に感圧素子という）E が、橈骨動脈 56 の幅方向すなわちねじ軸 40 と平行な圧脈波センサ 46 の移動方向において、橈骨動脈 56 の直径よりも長くなるように、且つ一定の間隔（たとえば 0.2mm 間隔）で配列されている。

【0025】

このように構成された圧脈波検出プローブ 36 が、手首 43 の体表面 42 上から橈骨動脈 56 に向けて押圧されると、圧脈波センサ 46 により、橈骨動脈 56 から発生して体表面 42 に伝達される圧脈波 PW（橈骨動脈波）が検出され、図 1 に示すように、圧脈波 PW を表す圧脈波信号 SM2 が A/D 変換器 64 を介して電子制御装置 28 へ供給される。

【0026】

電子制御装置 28 の CPU 31 は、前述したカフ 10 内の圧力の制御、血圧値 BP の決定に加え、さらに、空気ポンプ 50 および調圧弁 52 へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室 48 内の圧力の調節も行う。さらに、電子制御装置 28 は、圧力室 48 内の徐速圧力変化過程で逐次得られる圧脈波 PW に基づいて、橈骨動脈 56 の血管壁の一部を略平坦とするための圧脈波センサ 46 の最適押圧力 HDPO を決定し、その最適押圧力 HDPO を維持するように調圧弁 52 を制御する。

【0027】

図 4 は、CPU 31 の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。カフ圧制御手段 70 は、排気制御弁 16 および空気ポンプ 20 を制御することにより、以下に述べる血圧測定制御および脈波検出圧制御を実行する。血圧測定制御は、カフ圧 PC を、上腕部 12 における最高血圧値 BP_{SYS} よりも高い値に予め設定された昇圧目標圧力値 PM1（たとえば 180mmHg）まで急速に昇圧し、続いて、後述する血圧値決定手段 72 による血圧値 BP の決定が終了するまで、カフ圧 PC を 2~3mmHg/sec に設定された徐速降圧速度で徐速降圧させる。そして、血圧値 BP の決定が終了した後にカフ圧 PC を大気圧まで排圧する。

【0028】

また、脈波検出圧制御は、少なくとも一拍分以上の間、カフ圧 PC を脈波検出圧 PM2 に制御するものである。上記脈波検出圧 PM2 は、平均血圧値 BP_{MEAN} よりも低く、好ましくは最低血圧値 BP_{DIA} よりも低い圧力であって、カフ脈波信号 SM1 の大きさが十分な大きさとなる程度に高い圧力、たとえば 50mmHg 乃至 60mmHg に設定される。この脈波検出圧 PM2 は、予め設定されていてもよいし、後述する血圧値決定手段 72 により決定された血圧値 BP に基づいて決定されてもよい。脈波検出圧 PM2 がこのような圧力に設定されるのは、カフ圧 PC が最低血圧値 BP_{DIA} よりも高いと、血管が圧縮されることに起因して脈波弁別回路 24 によって弁別されるカフ脈波 CW に歪みが生じ、特に、平均血圧値 BP_{MEAN} よりも高くなると血管が圧縮される程度が大きくなることに起因してカフ脈波 CW の歪みが大きくなる一方で、カフ圧 PC が低すぎると十分な大きさの信号が得られないからである。

【0029】

血圧値決定手段 72 は、10分乃至 30分程度に予め設定されたキャリブレーション周期 Tc が経過したとき、または、後述する血圧異常判定手段 82 により監視血圧値 MBP の異常が判定されたとき、または、後述する押圧力制御手段 76 により圧脈波センサ 46 の押圧力 HD P が変更させられたときに実行されるものであり、カフ圧制御手段 70 に指令信号を出力

10

20

30

40

50

して、そのカフ圧制御手段 70 に前記血圧測定制御を実行させ、カフ圧制御手段 70 によりカフ圧 PC が徐速降圧させられる過程において、順次採取されるカフ脈波信号 SM1 が表す上腕脈波の振幅の変化および順次採取されるカフ圧信号 SC に基づき、良く知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 BP_{SYS} 、最低血圧値 BP_{DIA} 、および平均血圧値 BP_{MEAN} を決定し、その決定した最高血圧値 BP_{SYS} 等を表示器 34 に表示する。

【0030】

最適押圧位置制御手段 74 は、圧脈波センサ 46 に備えられた複数の感圧素子 E のうち最大圧力を検出する素子（以下、この素子を最大圧力検出素子 EM という）の配列位置が、配列の端を基準として、それから所定数または所定距離内側までに位置するものであることを条件とする押圧位置更新条件が成立するか否かを判断する。そして、その押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新作動を実行する。すなわち、押圧位置更新作動は、圧脈波センサ 46 を体表面 42 から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置 60 により押圧装置 58 および圧脈波センサ 46 を所定距離移動させた後、押圧装置 58 により圧脈波センサ 46 を比較的小さい予め設定された第 1 押圧力 HDP1 で押圧させ、その状態で再び上記押圧位置更新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、前記最大圧力検出素子 EM が配列位置の略中央に位置するまで上記の作動および判断を実行する。なお、上記押圧位置更新条件における配列の端からの所定数または所定距離は、圧脈波センサ 46 により押圧される動脈（本実施例では橈骨動脈 56）の直径に基づいて決定され、たとえば、その直径の $1/4$ に設定される。

【0031】

押圧力制御手段 76 は、圧脈波センサ 46 が最適押圧位置制御手段 74 により最適押圧位置に位置させられた後、押圧装置 58 による圧脈波センサ 46 の押圧力 HDP を、所定の押圧力範囲内で拍動に対応して逐次変化させ、あるいは所定の押圧力範囲内を比較的緩やかな一定速度で連続的に変化させる。そして、その押圧力 HDP の変化過程で得られる圧脈波 PW に基づいて最適押圧力 HDP0 を決定し、押圧装置 58 による圧脈波センサ 46 の押圧力 HDP をその最適押圧力 HDP0 に維持する。ここで、最適押圧力 HDP0 とは、圧脈波センサ 46 の押圧力 HDP によって、橈骨動脈 56 の血管壁の圧脈波センサ 46 により押圧されている側が略平坦となる押圧力であり、たとえば図 5 に示すように、押圧力 HDP を最適押圧力 HDP0 を十分に含むような範囲で連続的に増加させる過程で、圧脈波センサ 46 の最大圧力検出素子 EM から得られた圧脈波 PW の大きさと圧脈波センサ 46 の押圧力 HDP とを示す二次元グラフにおいて、圧脈波 PW の下ピーク値（立ち上がり点） PW_{min} を結ぶ曲線（図 5 の破線）により形成される平坦部の中央を中心とする所定範囲内の押圧値である。

【0032】

対応関係決定手段 78 は、血圧値決定手段 72 により測定された血圧値 BP と、その血圧値決定手段 72 による血圧測定時に圧脈波センサ 46 の最大圧力検出素子 EM により検出された圧脈波 PW の大きさととの間の圧脈波血圧対応関係を、たとえば図 6 に示すように決定する。図 6 において、 PW_{min} は圧脈波 PW の最小値（すなわち立ち上がり点における圧脈波 PW の大きさ）、 PW_{max} は圧脈波 PW の最大値（すなわちピークにおける圧脈波 PW の大きさ）である。なお、血圧値決定手段 72 による血圧測定時とは、血圧値 BP を測定するためにカフ圧制御手段 70 により血圧測定制御が実行されているときだけでなく、その血圧測定制御の前後の血圧値 BP がそれほど変動していないと見なすことができる期間も含むものとする。

【0033】

血圧値連続決定手段 80 は、上記対応関係決定手段 78 で決定された圧脈波血圧対応関係を用いて、圧脈波センサ 46 の最大圧力検出素子 EM により逐次検出される圧脈波 PW の大きさから監視血圧値 MBP を連続的に決定する。すなわち、上記圧脈波血圧対応関係を用いて圧脈波 PW の最小値 PW_{min} から監視最低血圧値 MBP_{DIA} を連続的に決定し、上記圧脈波血圧対応関係を用いて圧脈波 PW の最大値 PW_{max} から監視最高血圧値 MBP_{SYS} を連続的に決定する。そして、その決定した監視最低血圧値 MBP_{DIA} および監視最高血圧値 MBP_{SYS} を表示器 34 に表示する。

【0034】

血圧異常判定手段 8 2 は、血圧値連続決定手段 8 0 により連続的に決定される監視最高血圧値 MBP_{SYS} が予め設定された最高血圧異常判定値 TH_{SYS} を超えた場合、または監視最低血圧値 MBP_{DIA} が予め設定された最低血圧異常判定値 TH_{DIA} を以下である場合に血圧異常と判定し、血圧異常であることを示す文字あるいは記号を表示器 3 4 に表示するとともに、カフ 1 2 による信頼性のある血圧値 BP を迅速に得るために、血圧値決定手段 7 2 による血圧測定を実行させる。

【 0 0 3 5 】

カフ脈波検出手段 8 4 は、血圧値決定手段 7 2 による血圧測定時であってカフ圧 PC が平均血圧値 BP_{MEAN} 以下とされている状態で、脈波弁別回路 2 4 から供給されるカフ脈波 CW (以下、このカフ脈波 CW を基準カフ脈波 CWst という) を読み込むとともに、その血圧測定時から計測される経過時間が、キャリブレーション周期 T_c よりも十分に短い時間 (たとえば 1 分乃至 3 分程度) に予め設定された監視精度判定周期 T_w を経過する毎に、カフ圧制御手段 7 0 にカフ圧 PC を前記脈波検出圧 PM2 に制御させるための指令信号を出力し、そのカフ圧制御手段 7 0 によりカフ圧 PC が脈波検出圧 PM2 に制御されている状態で、脈波弁別回路 2 4 により検出されるカフ脈波 CW を読み込む。前述のように、血圧測定時には、カフ圧制御手段 7 0 により血圧測定制御が実行されている時だけでなく、その血圧測定制御の前後の血圧値 BP がそれほど変動していないと見なすことができる期間も含まれるので、基準カフ脈波 CWst は、カフ圧制御手段 7 0 による血圧測定制御過程だけでなく、その血圧測定制御の前後の所定期間に読み込んだカフ脈波 CW であってもよい。血圧測定制御の前後に基準カフ脈波 CWst を読み込む場合には、監視精度判定周期 T_w 毎にカフ脈波 CW を読み込む場合と同様に、カフ圧制御手段 7 0 にカフ圧 PC を前記脈波検出圧 PM2 に制御させるための指令信号を出力して、カフ圧 PC を脈波検出圧 PM2 とした状態でカフ脈波 CW を読み込む。なお、本実施形態では、血圧測定制御の直後に基準カフ脈波 CWst を読み込むものとする。

【 0 0 3 6 】

補正係数決定手段 8 6 は、上記基準カフ脈波 CWst が読み込まれた時と略同時期に圧脈波センサ 4 6 により検出された圧脈波 PW (以下、この圧脈波 PW を基準圧脈波 PWst という) と、上記基準カフ脈波 CWst とを、その大きさが同じとなるように補正するための補正係数を決定する。なお、補正係数は、カフ脈波 CW を補正するためのものだけを決定してもよいし、圧脈波 PW を補正するためのものだけを決定してもよいし、カフ脈波 CW および圧脈波 PW の両方を補正するために補正係数をそれぞれ決定してもよいが、本実施形態では、圧脈波 PW を補正するための補正係数だけを決定するものとする。図 7 は、基準カフ脈波 CWst と、補正係数決定手段 8 6 に決定された補正係数により補正された基準圧脈波 PWst とを、立ち上がり点 (最小点) を一致させた状態で示す図である。

【 0 0 3 7 】

比較脈波決定手段 8 8 は、前記監視精度判定周期 T_w 毎に読み込まれるカフ脈波 CW と略同時期に圧脈波センサ 4 6 により検出される圧脈波 PW を、補正係数決定手段 8 6 により決定された補正係数により補正して比較用圧脈波 PWc に決定するとともに、監視精度判定周期 T_w 毎に読み込まれるカフ脈波 CW を比較用カフ脈波 CWc に決定する。ここで、カフ脈波 CW と略同時期に検出される圧脈波 PW とは、カフ脈波 CW に対応する圧脈波 PW (すなわち同じ拍動に基づく脈波) だけでなく、カフ脈波 CW の検出のためにカフ圧 PC が脈波検出圧 PM2 に制御されている期間の直前や直後に検出される圧脈波 PW も含む意味である。

【 0 0 3 8 】

血圧監視精度判定手段 9 0 は、比較脈波決定手段 8 8 により決定された比較用圧脈波 PWc と比較用カフ脈波 CWc とを、それらの最小点を一致させ、比較用圧脈波 PWc と比較用カフ脈波 CWc のそれぞれの特徴点の大きさの差、すなわち強度差 d を算出し、その強度差 d が予め設定された装着異常判定値 TH_d を超えた場合に、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が不適切になったことによって血圧値連続決定手段 8 0 により決定されている監視血圧値 MBP の精度が低下したと判定し、圧脈波センサ 4 6 の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段 7 4 を再度実行させる。ここで、上記特徴点には、たとえば、ピーク、ノッチ等がある。

10

20

30

40

【 0 0 3 9 】

図 8 は、比較脈波決定手段 8 8 により決定した比較用圧脈波 PWst および比較用カフ脈波 CWst を最小点を一致させた状態で示す図の一例であり、特徴点としてピークを選択した場合の強度差 d が例示してある。血压値 BP が変化した場合の比較用圧脈波 PWc および比較用カフ脈波 CWc のそれぞれの特徴点の大きさの変化傾向は同じであり、比較用圧脈波 PWc および比較用カフ脈波 CWc とともに、血压値 BP が高くなるとピークは大きくなり、逆に、血压値 BP が低くなるとピークは小さくなる。また、比較用圧脈波 PWc は、検出された圧脈波 PW が、血压値決定手段 7 2 による血压測定時に基準圧脈波 PWst の大きさを基準カフ脈波 CWst と同じとするために決定された補正係数に基づいて補正されたものである。従って、血压値決定手段 7 2 による血压測定時から血压値 BP が変動していても、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が適切に維持され、適切な圧脈波 PW が検出されていれば、上記強度差 d はそれほど大きくならないので、強度差 d が大きくなっている場合には、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が不適切になったと判定できる。なお、血压値 BP の変化に対する、比較圧脈波 PWc の特徴点の大きさの変化傾向と比較カフ脈波 CWc の特徴点の大きさの変化傾向は一致するものの、変化量までは完全には一致しないので、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が適切に維持されていても、強度差 d はゼロにはならない。そのため、上記装着異常判定値 TH₀ は、両者の変化量の違いを考慮した比較的大きな値に設定される。

10

【 0 0 4 0 】

図 9 乃至図 1 1 は、図 4 の機能ブロック図に示した CPU 3 1 の制御作動の要部を示すフローチャートであって、図 9 および図 1 0 は圧脈波血压対応関係を決定する対応関係決定ルーチンを示し、図 1 1 は血压監視ルーチンを示す。

20

【 0 0 4 1 】

まず、図 9 および図 1 0 に示す対応関係決定ルーチンを説明する。図 9 において、ステップ S A 1 (以下、ステップを省略する。)では、圧脈波センサ 4 6 の押圧面 6 2 に配列された感圧素子 E のうち最大圧力検出素子 EM の配列位置が、配列の端から所定数または所定距離内側までに位置するものであるかを条件とする押圧位置更新条件 (A P S 起動条件) が成立したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、後述する S A 3 以降を実行する。

【 0 0 4 2 】

一方、S A 1 の判断が肯定された場合、すなわち、圧脈波センサ 4 6 の橈骨動脈 5 6 に対する装着位置が不適切である場合には、最適押圧位置制御手段 7 4 に相当する S A 2 の A P S 制御ルーチンを実行する。この A P S 制御ルーチンでは、幅方向移動装置 6 0 を制御することにより、圧脈波センサ 4 6 の各圧力検出素子 E のうち最大振幅を検出する圧力検出素子 E が、圧力検出素子 E の配列の略中心位置になるように最適押圧位置を決定するとともに、その圧力検出素子 E を最大圧力検出素子 EM に設定する。以下の説明における圧脈波信号 SM₂ は、この S A 2 で決定した最大圧力検出素子 EM により検出された圧脈波信号 SM₂ を意味する。

30

【 0 0 4 3 】

前記 S A 1 の判断が否定された場合または上記 S A 2 を実行した場合には、続いて、押圧力制御手段 7 6 に相当する S A 3 の H D P 制御ルーチンを実行する。すなわち、調圧弁 5 2 を制御することにより圧脈波センサ 4 6 の押圧力 HDP を連続的に高め、その過程で前記最大圧力検出素子 EM によって検出される圧脈波 PW の振幅が最大となる押圧力を最適押圧力 HDPO に決定し、且つ、圧脈波センサ 4 6 の押圧力 HDP をその最適押圧力 HDPO に保持する。

40

【 0 0 4 4 】

続く S A 4 では、空気ポンプ 2 0 を起動させ、且つ、排気制御弁 1 6 を圧力供給状態に制御することにより、カフ圧 PC の急速昇圧を開始する。続く S A 5 では、カフ圧 PC が 180mmHg に設定された昇圧目標圧力値 PM1 を越えたか否かを判断する。この判断が否定される場合は S A 5 の判断を繰り返し実行し、カフ圧 PC の急速昇圧を継続する。一方、S A 5 の判断が肯定された場合には、S A 6 において、空気ポンプ 2 0 を停止させ、且つ、排気制御弁 1 6 を徐速排圧状態に切り替えることにより、カフ圧 PC の 3 mmHg/sec 程度での徐速降圧を

50

開始する。

【 0 0 4 5 】

続いて血压値決定手段 7 2 に相当する S A 7 乃至 S A 9 を実行する。S A 7 では、カフ圧 PC の徐速降圧過程で逐次得られるカフ脈波信号 SM1 が表すカフ脈波 CW の振幅の変化およびその振幅発生時のカフ圧 PC に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血压測定アルゴリズムに従って最高血压値 BP_{SYS} 、平均血压値 BP_{MEAN} 、および最低血压値 BP_{DIA} を決定する。続く S A 8 では、上記 S A 7 において血压値 BP の決定が完了したか否かを判断する。この S A 8 の判断が否定されるうちは、S A 7 以下を繰り返し実行し、血压測定アルゴリズムを継続する。

【 0 0 4 6 】

血压値 BP の決定が完了して S A 8 の判断が肯定されると、続く S A 9 では、S A 7 乃至 S A 8 の繰り返しにより決定した最高血压値 BP_{SYS} 等を表示器 3 4 に表示する。続いて図 10 に示す S A 10 以降を実行する。

【 0 0 4 7 】

S A 10 では、S A 7 で決定した最低血压値 BP_{DIA} から、10mmHg 程度に設定された所定値 α を引くことにより脈波検出圧 PM2 を決定する。そして、続く S A 11 では、カフ圧 PC を上記 S A 10 で決定した脈波検出圧 PM2 に制御する。続く S A 12 では、その状態で、脈波弁別回路 2 4 から供給されるカフ脈波信号 SM1 (すなわちカフ脈波 CW) および圧脈波センサ 4 6 から供給される圧脈波信号 SM2 (すなわち圧脈波 PW) をそれぞれ一拍分ずつ読み込む。なお、この S A 12 で読み込んだカフ脈波 CW および圧脈波 PW が基準カフ脈波 CWst および基準圧脈波 PWst に相当する。そして、続く S A 13 では、排気制御弁 1 6 を急速排圧状態に切り替えることによりカフ圧 PC を大気圧まで急速に排圧する。なお、図 9 乃至図 10 のフローチャートでは、S A 4 乃至 S A 6 およびこの S A 13 がカフ圧制御手段 7 0 の血压測定制御に相当する。

【 0 0 4 8 】

続く S A 14 は対応関係決定手段 7 8 に相当し、S A 7 で決定した最高血压値 BP_{SYS} と最低血压値 BP_{DIA} 、および S A 12 で読み込んだ圧脈波 PW の最大値 PW_{max} と最小値 PW_{min} から、図 6 に示す圧脈波血压対応関係を決定する。

【 0 0 4 9 】

そして、補正係数決定手段 8 6 に相当する S A 15 では、S A 12 で読み込んだ基準圧脈波 PWst の大きさを、同じく S A 12 で読み込んだ基準カフ脈波 CWst の大きさと等しくするための補正係数を決定する。

【 0 0 5 0 】

続いて図 11 に示す血压監視ルーチンを説明する。まず、S B 1 では、圧脈波センサ 4 6 から供給される圧脈波 PW を一拍分読み込む。そして続く S B 2 では、S B 1 で読み込んだ圧脈波 PW の最小値 PW_{min} および最大値 PW_{max} から、図 10 の S A 14 で決定した圧脈波血压対応関係に基づいて、監視最低血压値 MBP_{DIA} および監視最高血压値 MBP_{SYS} を決定し、その決定した監視最低血压値 MBP_{DIA} および監視最高血压値 MBP_{SYS} を表示器 3 4 に表示する。

【 0 0 5 1 】

続く S B 3 では、上記 S B 2 で決定した監視最高血压値 MBP_{SYS} が予め設定された最高血压異常判定値 TH_{SYS} を超えているか否か、または上記 S B 2 で決定した監視最低血压値 MBP_{DIA} が予め設定された最低血压異常判定値 TH_{DIA} 以下であるか否かを判断する。この判断が肯定された場合には血压が異常である可能性が高いので、カフ 10 による信頼性の高い血压値 BP を迅速に得るために、前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。

【 0 0 5 2 】

一方、S B 3 の判断が否定された場合には、続く S B 4 において、対応関係決定ルーチンが実行されて圧脈波血压対応関係が決定されてからの経過時間が、10分乃至30分程度に設定されたキャリブレーション周期 Tc を経過したか否かをさらに判断する。この判断が肯定された場合にも前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

一方、S B 4 の判断が否定された場合には、続く S B 5 において、後述する S B 6 以下を実行してからの経過時間が、1分乃至3分程度に設定された監視精度判定周期 T_w を経過したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、前記 S B 1 以下を繰り返し実行して、一拍毎に監視血圧値MBPを決定する。

【0054】

S B 5 の判断が肯定された場合には、S B 6 以下を実行して監視血圧値MBPの精度を判定する。まず、S B 6 では、カフ圧PCをS A 1 0 で決定した脈波検出圧PM2に制御する。なお、このS B 6 がカフ圧制御手段70の脈波検出圧制御に相当する。

【0055】

そして、続くS B 7 では、カフ圧PCが脈波検出圧PM2に制御されている状態で、脈波弁別回路24から供給されるカフ脈波信号SM1すなわちカフ脈波CWを一拍分読み込むとともに、圧脈波センサ46から供給される圧脈波信号SM2すなわち圧脈波PWを一拍分読み込む。なお、図9乃至図11に示すフローチャートでは、S A 1 1 およびS B 7 がカフ脈波検出手段84に相当する。

【0056】

続くS B 8 乃至S B 9 は前記S B 2 乃至S B 3 と同様の処理であり、S B 8 では、上記S B 7 で読み込んだ圧脈波PWに基づいて、監視最低血圧値 MBP_{DIA} および監視最高血圧値 MBP_{SYS} を決定し、その決定した監視最低血圧値 MBP_{DIA} および監視最高血圧値 MBP_{SYS} を表示器34に表示し、S B 9 では、S B 8 で決定した監視最高血圧値 MBP_{SYS} が予め設定された最高血圧異常判定値 TH_{SYS} を超えているか否か、またはS B 8 で決定した監視最低血圧値 MBP_{DIA} が予め設定された最低血圧異常判定値 TH_{DIA} 以下であるか否かを判断する。S B 9 の判断が肯定された場合には、前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。なお、図11では、S B 2 およびS B 8 が血圧値連続決定手段80に相当し、S B 3 およびS B 9 が血圧異常判定手段82に相当する。

【0057】

一方、S B 9 の判断が否定された場合には、比較脈波決定手段88に相当するS B 1 0 において、前記S B 7 で読み込んだカフ脈波CWをそのまま比較用カフ脈波CWcに決定するとともに、S B 7 で読み込んだ圧脈波PWをS A 1 5 で決定した補正係数を用いて補正して比較用圧脈波PWcを決定する。

【0058】

続いて血圧監視精度判定手段90に相当するS B 1 1 乃至S B 1 2 を実行する。まず、S B 1 1 では、S B 1 0 で決定した比較用カフ脈波CWcと比較用圧脈波PWcとを、それらの最小点を一致させ、その状態でピーク差すなわち強度差 d を算出する。そして、続くS B 1 2 では、S B 1 1 で算出した強度差 d が予め設定された装着異常判定値 TH_d を超えているか否かを判断する。この判断が否定された場合には、監視血圧値MBPの精度は維持されていると考えられるので、前記S B 1 以下を繰り返し実行することにより、監視血圧値MBPに基づく血圧監視を継続する。しかし、肯定された場合には、圧脈波センサ46の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために、前記対応関係決定ルーチンを再度実行する。

【0059】

上述の実施形態によれば、血圧監視精度判定手段90(S B 1 1 乃至S B 1 2)により、圧脈波センサ46によって検出される圧脈波PWと、カフ圧PCが最低血圧値 MBP_{DIA} より低い圧力で検出されるカフ脈波CWとが比較されて、血圧値連続決定手段80(S B 2、S B 8)により連続的に決定される監視血圧値MBPの精度が判定されることから、監視血圧値MBPの精度を維持するために、カフ10を用いた血圧測定を短い周期で行って圧脈波血圧対応関係を頻繁に更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

【0060】

次に、本発明の第2の実施形態を説明する。なお、以下の説明において、前述の実施形態と同一の構成を有する部分には同一の符号を付して説明を省略する。

【0061】

第2の実施形態が前述の第1の実施形態と異なる点は、血圧監視精度判定手段における監視血圧値MBPの精度の判定の仕方のみであり、第1実施形態では、比較用圧脈波PWcの特徴点と比較用カフ脈波CWcの特徴点の大きさを比較していただきたいが、第2実施形態の血圧監視精度判定手段（符号を92とする）では、比較用圧脈波PWcの形状と比較用カフ脈波CWcの形状とを比較することで、監視血圧値MBPの精度を判定する。以下、血圧監視精度判定手段92について詳しく説明する。

【0062】

血圧監視精度判定手段92は、補正係数決定手段86において補正係数の決定のために用いた基準圧脈波PWstと基準カフ脈波CWstとを、それらの最小点を一致させた状態で、図12に示すように時間軸に垂直に複数の脈波区分C(n) (n=1,2,...) に分割し（図12では10の区分）、それら複数の脈波区分C(n)毎に基準圧脈波PWstと基準カフ脈波CWstとの基準面積差 $\Delta A_{st}(n)$ (n=1,2,...) を算出する。そして、同様に、監視精度判定周期Tw毎に比較脈波決定手段88により決定された比較用圧脈波PWcと比較用カフ脈波CWcについても、脈波区分C(n)毎に面積差 $\Delta A(n)$ (n=1,2,...) を算出し、基準面積差 $\Delta A_{st}(n)$ に対する監視精度判定周期Tw毎に算出した面積差 $\Delta A(n)$ の変化量（以下、面積差変化量Q(n) (n=1,2,...) という）を算出し、その面積差変化量Q(n)が予め実験に基づいて設定された基準値を超えている脈波区分C(n)の数を決定する。面積差変化量Q(n)が上記基準値を超えている脈波区分C(n)の数が多い場合には、カフ脈波CWの形状と圧脈波PWの形状との違いが血圧測定時よりも大きくなっていることを意味するので、圧脈波センサ46の装着状態が不適切になったことによって形状や大きさ（またはその両方）が不適切な圧脈波PWが検出されていると考えられる。従って、面積差変化量Q(n)が上記基準値を超えている脈波区分C(n)の数が予め設定された第1判定基準区分数Nc1を超えている場合には、血圧値連続決定手段80により決定されている監視血圧値MBPの精度が低下したと判定し、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段74を再度実行させる。

【0063】

また、血圧監視精度判定手段92は、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向に基づいても、監視血圧値MBPの精度を判定する。すなわち、監視精度判定周期Tw毎に算出した脈波区分C(n)毎の面積差 $\Delta A(n)$ を、それぞれ基準面積差 $\Delta A_{st}(n)$ と比較して、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が増加である脈波区分C(n)の数と、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が減少である脈波区分C(n)の数とを決定し、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が増加である脈波区分C(n)の数、または、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が減少である脈波区分C(n)の数が、全脈波区分の大部分の割合（たとえば8割～9割）に設定された第2判定基準区分数Nc2を超えているか否かを判断する。この判断は、脈波区分C(n)毎に算出した面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が略一致するかどうかを判断するものである。脈波区分C(n)毎の面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が略一致しない場合には、圧脈波センサ46の装着状態が不適切になったことによって圧脈波PWの形状に歪みが生じていることが考えられるので、上記判断が否定された場合にも、血圧値連続決定手段80により決定されている監視血圧値MBPの精度が低下したと判定し、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段74を再度実行させる。

【0064】

図13および図14は、第2の実施形態に係るCPU31の制御作動の要部を示すフローチャートであって、図13は対応関係決定ルーチンの一部を示し、図14は血圧監視ルーチンの一部を示す。

【0065】

まず、図13を説明する。第2の実施形態においても、対応関係決定ルーチンは、前述の図9乃至図10と同様に、SA1乃至SA15を実行する。さらに、第2実施形態では、SA15に続くSA16において、SA12で読み込んだ基準カフ脈波CWstと基準圧脈波PWstとを、互いの最小点を一致させた状態で、複数の脈波区分C(n)（たとえば図12に示すように10の区分）に分割し、その脈波区分C(n)毎に基準圧脈波PWstと基準カフ脈波CWstとの基準面積差 $\Delta A_{st}(n)$ を算出する。

【0066】

次に、図 1 4 を説明する。第 2 の実施形態においても、血压監視ルーチンでは、前述の図 1 1 の S B 1 乃至 S B 1 0 を実行する。そして、S B 1 0 に続く S C 1 1 では、S B 1 0 で決定した比較用カフ脈波 CWc と比較用圧脈波 PWc とを互いの最小点を一致させ、図 1 3 の S A 1 6 と同様にして脈波区分 C(n) 毎に面積差 $\Delta A(n)$ を算出する。

【 0 0 6 7 】

続く S C 1 2 では、脈波区分 C(n) 毎に、上記 S C 1 1 で算出した面積差 $\Delta A(n)$ から図 1 3 の S A 1 6 で算出した基準面積差 $\Delta Ast(n)$ を引くことにより、面積差変化量 Q(n) を算出する。続く S C 1 3 では、S C 1 2 で算出した脈波区分 C(n) 毎に算出した面積差変化量 Q(n) が予め設定された基準値を超えている脈波区分 C(n) の数を決定する。

【 0 0 6 8 】

そして、続く S C 1 4 では、上記 S C 1 3 で決定した脈波区分 C(n) の数が、予め設定された第 1 判定基準区分数 Nc1 を超えているか否かを判断する。この判断が肯定された場合には、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、圧脈波 4 6 の装着状態を修正するために、対応関係決定ルーチンを実行する。

【 0 0 6 9 】

S C 1 4 の判断が否定された場合には、続く S C 1 5 において、図 1 3 の S A 1 6 で決定した基準面積差 $\Delta Ast(n)$ に対する、S C 1 1 で決定した面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向を脈波区分 C(n) 毎に決定する。

【 0 0 7 0 】

そして、続く S C 1 6 では、S C 1 5 で決定した面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が、増加傾向である脈波区分 C(n) の数および減少傾向である脈波区分 C(n) の数を決定し、いずれか一方の数が予め設定された第 2 判定基準区分数 Nc2 を超えているか否かを判断することにより、脈波区分 C(n) 毎に決定した面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向が略一致しているか否かを判断する。この判断が否定された場合にも、圧脈波センサ 4 6 の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、圧脈波センサ 4 6 の装着状態を修正するために、対応関係決定ルーチンを実行する。一方、S C 1 6 の判断が肯定された場合には、監視血压値 MBP の精度は維持されていると考えられるので、S B 1 以下を繰り返し実行することにより、監視血压値 MBP に基づく血压監視を継続する。なお、図 1 3 および図 1 4 に示したフローチャートでは、S A 1 6 および S C 1 1 乃至 S C 1 6 が血压監視精度判定手段 9 2 に相当する。

【 0 0 7 1 】

上述の第 2 の実施形態でも、血压監視精度判定手段 9 2 (S A 1 6 、 S C 1 1 乃至 S C 1 6) により、圧脈波センサ 4 6 によって検出される圧脈波 PW と、カフ圧 PC が最低血压値 MBP_{DIA} より低い圧力で検出されるカフ脈波 CW とが比較されて、血压値連続決定手段 8 0 (S B 2 、 S B 8) により連続的に決定される監視血压値 MBP の精度が判定されることから、監視血压値 MBP の精度を維持するために、カフ 1 0 を用いた血压測定を短い周期で行って圧脈波血压対応関係を頻繁に更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

【 0 0 7 2 】

次に、本発明の第 3 の実施形態を説明する。第 3 の実施形態が第 1 の実施形態と異なるのは、C P U 3 1 の制御機能のみである。図 1 5 は、第 3 の実施形態に係る C P U 3 1 の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。図 1 5 に示す機能ブロック図が、第 1 実施形態の機能ブロック図である図 4 と異なるのは、補正係数決定手段 8 6 、比較脈波決定手段 8 8 が設けられていないこと、および、血压監視精度判定手段 9 4 における監視血压値 MBP の精度判定機能のみである。

【 0 0 7 3 】

血压監視精度判定手段 9 4 は、カフ脈波検出手段 8 4 により血压測定時に検出された基準カフ脈波 CWst の面積、すなわち基準カフ脈波面積 C_{area}(st)、およびその基準カフ脈波 CWst が検出された時と略同時期に圧脈波センサ 4 6 により検出された圧脈波 PW である基準圧脈波 PWst の面積、すなわち基準圧脈波面積 T_{area}(st) とを算出し、その基準カフ脈波面積 C_{area}(st) と基準圧脈波面積 T_{area}(st) との面積比すなわち基準脈波面積比 RA(st) を算出する。そして、同様にして、監視精度判定周期 Tw 毎に検出されるカフ脈波 CW およびそのカ

10

20

30

40

50

フ脈波CWに対応する圧脈波PWについても、カフ脈波面積C_areaおよび圧脈波面積T_areaを算出し、そのカフ脈波面積C_areaと圧脈波面積T_areaとの脈波面積比RAを算出する。さらに、基準脈波面積比RA(st)に対する脈波面積比RAの変化率（面積比変化率） δ_{RA} を算出する。なお、基準脈波面積比RA(st)および脈波面積比RAは、カフ脈波面積C_areaおよび圧脈波面積T_areaのいずれが分母であってもよいが、たとえば、カフ脈波面積C_areaを分母とすると、基準脈波面積比RA(st)は式1で表され、脈波面積比RAは式2で表され、面積比変化率 δ_{RA} は式3で表される。

$$(式1) \quad RA(st) = T_area(st) / C_area(st)$$

$$(式2) \quad RA = T_area / C_area$$

$$(式3) \quad \delta_{RA} = (T_area / C_area) / (T_area(st) / C_area(st))$$

10

式3は、変形すると式4の形とすることもできる。

$$(式4) \quad \delta_{RA} = (T_area / T_area(st)) / (C_area / C_area(st))$$

式4は、カフ脈波面積C_areaの変化率に対する圧脈波面積T_areaの変化率を表していることから、面積比変化率 δ_{RA} が1から大きく外れる場合には、カフ脈波面積C_areaと圧脈波面積T_areaとの違いが血圧測定時とは大きく異なっていることを意味するので、圧脈波センサ46の装着状態が不適切になったことによって不適切な大きさの圧脈波PWが検出されていると考えられる。従って、面積比変化率 δ_{RA} が1を含む範囲に予め設定された正常範囲内の値でない場合には、血圧値連続決定手段80により決定されている監視血圧値MBPの精度が低下したと判定し、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段74を再度実行する。

20

【0074】

また、血圧監視精度判定手段94は、カフ脈波面積C_areaおよび圧脈波面積T_areaの変化傾向に基づいても、監視血圧値MBPの精度を判定する。すなわち、監視精度判定周期Tw毎に算出したカフ脈波面積C_areaを前回の監視精度判定周期Tw経過時に算出したカフ脈波面積C_areaと比較してその変化傾向を決定するとともに、圧脈波面積T_areaについても前回の監視精度判定周期Tw時からの変化傾向を決定し、両者の変化傾向が一致するかどうかを判断する。圧脈波センサ46の装着状態が適切な状態に維持されていれば、両者の変化傾向が一致するはずであるので、両者の変化傾向が一致しない場合にも、血圧値連続決定手段80により決定されている監視血圧値MBPの精度が低下したと判定し、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段74を再度実行させる。

30

【0075】

図16および図17は、第3の実施形態に係るCPU31の制御作動の要部を示すフローチャートであって、図16は対応関係決定ルーチンの一部を示し、図17は血圧監視ルーチンの一部を示す。

【0076】

まず、図16を説明する。第3の実施形態においても、対応関係決定ルーチンでは、SA1乃至SA13を実行する。そして、SA13に続くSD14では、SA12で読み込んだ基準カフ脈波CWstから基準カフ脈波面積C_area(st)を算出し、SD15では、SA12で読み込んだ基準圧脈波PWstから基準圧脈波面積T_area(st)を算出する。そして、続くSD16では、SD15で算出した基準圧脈波面積T_area(st)をSD14で算出した基準カフ脈波面積C_area(st)で割ることにより、基準脈波面積比RA(st)を算出する。

40

【0077】

次に図17を説明する。第3の実施形態においても、血圧監視ルーチンでは、前述の図11のSB1乃至SB9を実行する。そして、SB9に続くSE10では、SB7で読み込んだカフ脈波CWの面積すなわちカフ脈波面積C_areaを算出し、続くSE11では、SB7で読み込んだ圧脈波PWの面積すなわち圧脈波面積T_areaを算出する。

【0078】

続くSE12では、SE11で算出した圧脈波面積T_areaをSE10で算出したカフ脈波面積C_areaで割ることにより、脈波面積比RAを算出する。続くSE13では、SE12で算出した面積比RAを、図16のSD16で算出した基準面積比RA(st)で割ることにより面

50

積比変化率 δ_{RA} を算出する。

【0079】

続くSE14では、SE13で算出した面積比変化率 δ_{RA} が、1を含む範囲に予め設定された正常範囲内の値であるか否かを判断する。この判断が否定された場合には、圧脈波センサ46の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、圧脈波センサ46の装着状態を修正するために、前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。

【0080】

一方、SE14の判断が肯定された場合には、SE15において、前記SE10で算出したカフ脈波面積C_areaの前回算出したカフ脈波面積C_areaに対する変化傾向と、前記SE11で算出した圧脈波面積T_areaの前回算出した圧脈波面積T_areaに対する変化傾向とを比較して、両者の変化傾向が異なるか否かを判断する。この判断が肯定された場合、すなわち、両者の変化傾向が異なっている場合にも、圧脈波センサ46の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。

10

【0081】

一方、SE15の判断が否定された場合には、監視血圧値MBPの精度は維持されていると考えられるので、SB1以下を繰り返し実行することにより、監視血圧値MBPに基づく血圧監視を継続する。なお、図16および図17に示したフローチャートでは、SD14乃至SD16およびSE10乃至SE15が血圧監視精度判定手段94に相当する。

【0082】

上述の第3の実施形態でも、血圧監視精度判定手段94（SD14乃至SD16、SE10乃至SE15）により、圧脈波センサ46によって検出される圧脈波PWと、カフ圧PCが最低血圧値MBP_{DIA}より低い圧力で検出されるカフ脈波CWとが比較されて、血圧値連続決定手段80（SB2、SB8）により連続的に決定される監視血圧値MBPの精度が判定されることから、監視血圧値MBPの精度を維持するために、カフ10を用いた血圧測定を短い周期で行って圧脈波血圧対応関係を頻繁に更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

20

【0083】

次に、本発明の第4の実施形態を説明する。第4の実施形態が前述の第3の実施形態と異なる点は、血圧監視精度判定手段における監視血圧値MBPの精度の判定の仕方のみであり、第3実施形態では、カフ脈波面積T_areaと圧脈波面積T_areaとの比較に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定していたが、第4実施形態の血圧監視精度判定手段（符号を96とする）では、カフ脈波CWと圧脈波PWとにより描かれる波形相関図形に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定する。以下、血圧監視精度判定手段96について詳しく説明する。

30

【0084】

血圧監視精度判定手段96は、まず、カフ脈波検出手段84により血圧測定時に検出された基準カフ脈波CWstの大きさと、その基準カフ脈波CWstが検出された時と略同時期に圧脈波センサ46により検出された圧脈波PWである基準圧脈波PWstの大きさとから、図18に例示するような基準波形相関図形を作成して、その基準波形相関図形の膨らみ長さ（以下、基準膨らみ長さという）Lstを決定する。そして、同様にして、監視精度判定周期Tw毎に検出されるカフ脈波CWおよびそのカフ脈波CWに対応する圧脈波PWについても、波形相関図形を作成して、その波形相関図形の膨らみ長さLを決定する。上記波形相関図形（または基準波形相関図形）は、以下のようにして作成される。すなわち、圧脈波PWおよびカフ脈波CWは、所定のサンプリング周期毎に採取される圧脈波信号SM2またはカフ脈波信号SM1の集合であることから、圧脈波PWとカフ脈波CWとを互いの最小点を一致させ、圧脈波PWの大きさを表す軸98とカフ脈波CWの大きさを表す軸100とからなる二次元グラフ102に、同じ時点における圧脈波信号SM2とカフ脈波信号SM1とにより定まる位置に点を順次プロットしていくことにより作成される。また、膨らみ長さLは、波形相関図形の最小点aと最大点bとを結ぶ直線S1に垂直で、且つ、その直線S1の中点を通る直線S2が、波形相関図形と交わる2点d,e間の長さである。

40

【0085】

50

さらに、血圧監視精度判定手段 96 は、監視精度判定周期 T_w 毎に決定する膨らみ長さ L と基準膨らみ長さ L_{st} との差 d_L を算出する。圧脈波 PW の形状とカフ脈波 CW の形状とが似ているほど、波形相関図形の膨らみ長さ L は小さくなり、圧脈波 PW の形状とカフ脈波 CW の形状とが完全に一致する場合には、波形相関図形は直線 $S1$ となって膨らみ長さ L はゼロとなることから、膨らみ長さの差 d_L が大きい場合には、圧脈波 PW とカフ脈波 CW との形状の違いが血圧測定時とは大きく異なっていることを意味するので、圧脈波センサ 46 の装着状態が不適切になったことによって正確な形状の圧脈波 PW が検出されなくなっていると考えられる。従って、血圧監視精度判定手段 96 は、膨らみ長さの差 d_L が所定の判定基準値 TH_{dL} を超えた場合に、血圧値連続決定手段 80 により決定されている監視血圧値 MBP の精度が低下したと判定し、圧脈波センサ 46 の装着状態を修正するために最適押圧位置制御手段 74 を再度実行する。

10

【0086】

図 19 および図 20 は、第 4 の実施形態に係る CPU 31 の制御作動の要部を示すフローチャートであって、図 19 は対応関係決定ルーチンの一部を示し、図 20 は血圧監視ルーチンの一部を示す。

【0087】

まず、図 19 を説明する。第 4 の実施形態においても、対応関係決定ルーチンでは、 $SA1$ 乃至 $SA13$ を実行する。そして、 $SA13$ に続く $SF14$ では、 $SA12$ で読み込んだ基準カフ脈波 CW_{st} および基準圧脈波 PW_{st} に基づいて、基準波形相関図形を決定し、続く $SF15$ では、 $SF14$ で決定した基準波形相関図形の膨らみ長さすなわち基準膨らみ長さ L_{st} を決定する。

20

【0088】

次に図 20 を説明する。第 4 の実施形態においても、血圧監視ルーチンでは、前述の図 11 の $SB1$ 乃至 $SB9$ を実行する。そして、 $SB9$ に続く $SG10$ では、 $SB7$ で読み込んだカフ脈波 CW および圧脈波 PW に基づいて波形相関図形を決定し、続く $SG11$ では、 $SG10$ で決定した波形相関図形の膨らみ長さ L を決定する。

【0089】

続く $SG12$ では、 $SG11$ で算出した膨らみ長さ L から、図 19 の $SF15$ で決定した基準膨らみ長さ L_{st} を引くことにより、膨らみ長さの差 d_L を算出する。そして、 $SG13$ では、その膨らみ長さの差 d_L が予め設定された判定基準値 TH_{dL} を超えているか否かを判断する。この判断が肯定された場合には、圧脈波センサ 46 の装着状態が不適切となっている可能性が高いので、圧脈波センサ 46 の装着状態を修正するために、前述の対応関係決定ルーチンを再度実行する。

30

【0090】

一方、 $SG13$ の判断が否定された場合には、監視血圧値 MBP の精度は維持されていると考えられるので、 $SB1$ 以下を繰り返し実行することにより、監視血圧値 MBP に基づく血圧監視を継続する。なお、図 19 および図 20 に示したフローチャートでは、 $SF14$ 乃至 $SF15$ および $SG10$ 乃至 $SG13$ が血圧監視精度判定手段 96 に相当する。

【0091】

上述の第 4 の実施形態でも、血圧監視精度判定手段 96 ($SF14$ 乃至 $SF15$ 、 $SG10$ 乃至 $SG13$) により、圧脈波センサ 46 によって検出される圧脈波 PW と、カフ圧 PC が最低血圧値 MBP_{DIA} より低い圧力で検出されるカフ脈波 CW とが比較されて、血圧値連続決定手段 80 ($SB2$ 、 $SB8$) により連続的に決定される監視血圧値 MBP の精度が判定されることから、監視血圧値 MBP の精度を維持するために、カフ 10 を用いた血圧測定を短い周期で行って圧脈波血圧対応関係を頻繁に更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

40

【0092】

以上、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0093】

50

たとえば、前述の実施形態において、さらに、圧脈波センサ46により連続的に検出される圧脈波PWを表示器34に表示するようになっていてもよい。なお、圧脈波検出プローブ36がカフ10の下流部位に装着されている場合には、カフ10による血圧測定が実行されると圧脈波PWは一時的に検出できなくなるので、圧脈波PWの連続表示も一時的に途切れることになるが、前述の実施形態では、カフ10を用いた血圧測定がそれほど頻繁に行われないことから、圧脈波PWが連続的に表示される期間も長くなる。

【0094】

また、前述の第1、第2の実施形態では、補正係数は、基準カフ脈波CWstの大きさと基準圧脈波PWstの大きさとを同じにするためのものであったが、その補正係数に加えて、基準カフ脈波CWstの周期と基準圧脈波PWstの周期とを同じにするための補正係数が決定されて

10

【0095】

また、前述の第1の実施形態では、比較用カフ脈波の特徴点と比較用圧脈波の特徴点との位置の比較は、大きさ成分のみであったが、それに加えて、あるいは、それに代えて、周期成分(時間成分)を比較してもよい。

【0096】

また、前述の第2の実施形態では、面積差変化量 $Q(n)$ が基準値を超えている脈波区分 $C(n)$ の数に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定するとともに、面積差 $\Delta A(n)$ の変化傾向に基づいても監視血圧値MBPの精度を判定していたが、いずれか一方のみでもよい。

【0097】

20

また、前述の第3の実施形態では、カフ脈波面積 C_area と圧脈波面積 T_area との面積比(脈波面積比)RAの変化率すなわち面積比変化率 δ_{RA} に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定するとともに、カフ脈波面積 C_area の変化傾向と圧脈波面積 T_area の変化傾向に基づいても監視血圧値MBPの精度を判定していたが、いずれか一方のみでもよい。

【0098】

また、前述の第2の実施形態では、カフ脈波CWおよび圧脈波PWを複数の脈波区分 $C(n)$ に分割して、その脈波区分 $C(n)$ 毎に面積差 $\Delta A(n)$ を算出することにより、カフ脈波CWの形状と圧脈波PWの形状とを比較していたが、カフ脈波CWと圧脈波PWの相互相関係数を算出することによって、カフ脈波CWの形状と圧脈波PWの形状とを比較してもよい。

【0099】

30

また、前述の第4の実施形態では、波形相関図形の膨らみ長さLに基づいて監視血圧値MBPの精度を判定していたが、波形相関図形の面積に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定してもよい。

【0100】

また、第1実施形態および第2実施形態では、検出された圧脈波PWを補正して一組の比較用脈波を決定し、その一組の比較用脈波に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定する一方で、第3実施形態および第4実施形態では、検出されたカフ脈波CWおよび圧脈波PWとともに補正しないでそのまま用いて監視血圧値MBPの精度を判定していたが、第1実施形態および第2実施形態において、検出されたカフ脈波CWおよび圧脈波PWとともに補正しないでそのまま用いてもよいし、第3実施形態および第4実施形態において一組の比較用脈波を決定して、その一組の比較用脈波に基づいて監視血圧値MBPの精度を判定してもよい。

40

【0101】

なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明が適用された非観血連続血圧監視装置の構成を説明するブロック図である。

【図2】圧脈波検出プローブの構成を詳しく説明する図である。

【図3】図2の圧脈波検出プローブに備えられた圧脈波センサの押圧面を示す図である。

【図4】図1の非観血連続血圧監視装置におけるCPUの制御機能の要部を示す機能ブ

50

ック図である。

【図 5】図 4 の押圧力制御手段において決定される最適押圧力 HDP0 を説明する図である。

【図 6】図 4 の対応関係決定手段で決定される圧脈波血圧対応関係の一例を示す図である。

【図 7】基準カフ脈波 CWst と、補正係数により補正された基準圧脈波 PWst とを、立ち上がり点（最小点）を一致させた状態で示す図である。

【図 8】図 4 の比較脈波決定手段により決定した比較用圧脈波 PWst および比較用カフ脈波 CWst を最小点を一致させた状態で示す図である。

【図 9】図 4 の機能ブロック図に示した CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、対応関係決定ルーチンを示す図である。

10

【図 10】図 4 の機能ブロック図に示した CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、対応関係決定ルーチンを示す図である。

【図 11】図 4 の機能ブロック図に示した CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、血圧監視ルーチンを示す図である。

【図 12】基準圧脈波 PWst と基準カフ脈波 CWst とを、それらの最小点を一致させた状態で、時間軸に垂直に複数の脈波区分 C(n) に分割した状態を示す図である。

【図 13】第 2 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、対応関係決定ルーチンの一部を示す図である。

【図 14】第 2 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、血圧監視ルーチンの一部を示す図である。

20

【図 15】第 3 の実施形態に係る CPU の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。

【図 16】第 3 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、対応関係決定ルーチンの一部を示す図である。

【図 17】第 3 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、血圧監視ルーチンの一部を示す図である。

【図 18】第 4 の実施形態において作成される基準波形相関図形の一例を示す図である。

【図 19】第 4 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、対応関係決定ルーチンの一部を示す図である。

【図 20】第 4 の実施形態に係る CPU の制御作動の要部を示すフローチャートであって、血圧監視ルーチンの一部を示す図である。

30

【符号の説明】

8：非観血連続血圧監視装置

10：カフ

70：カフ圧制御手段

72：血圧値決定手段

78：対応関係決定手段

80：血圧値連続決定手段

84：カフ脈波検出手段

86：補正係数決定手段

88：比較脈波決定手段

40

90：血圧監視精度判定手段

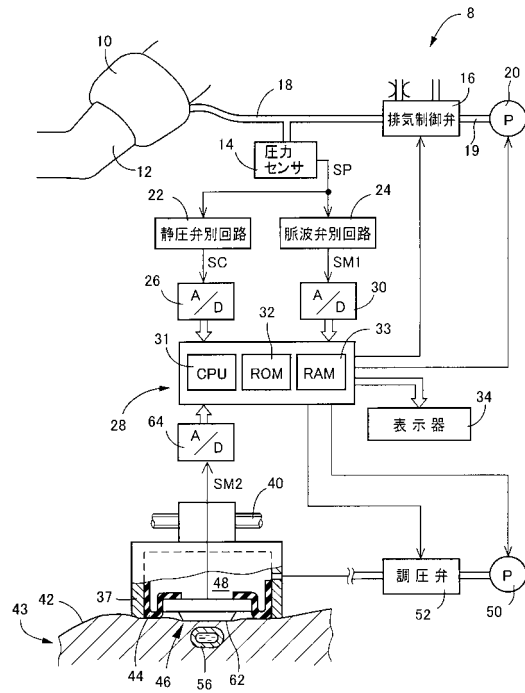
92：血圧監視精度判定手段

94：血圧監視精度判定手段

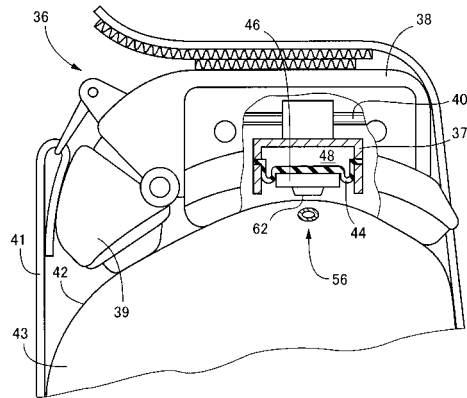
96：血圧監視精度判定手段

102：二次元グラフ

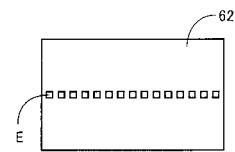
【 図 1 】



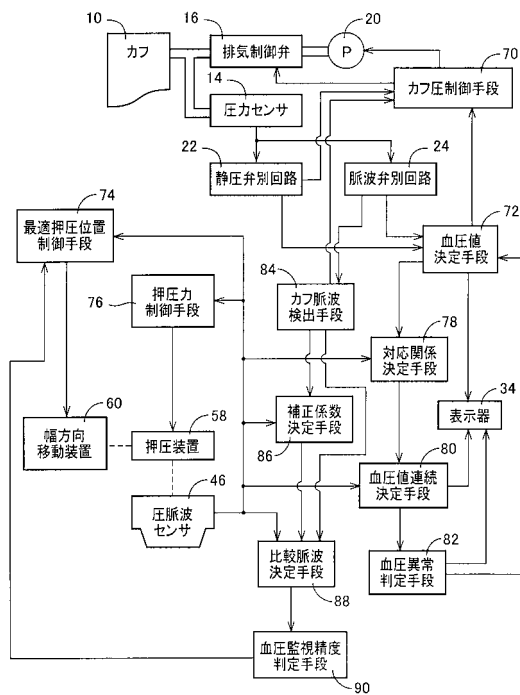
【 図 2 】



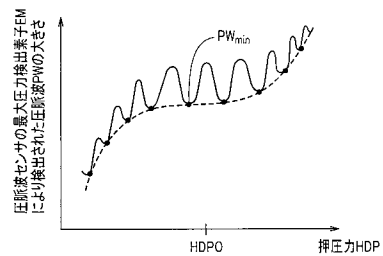
【 図 3 】



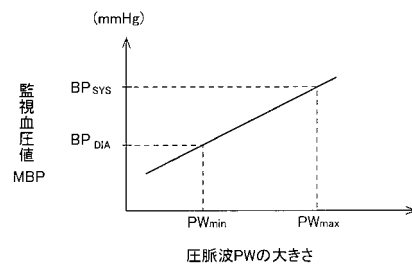
【圖 4】



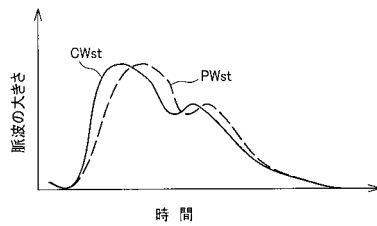
【 図 5 】



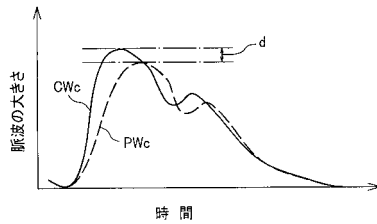
【 図 6 】



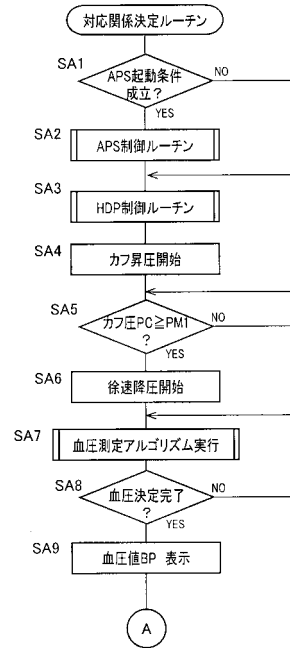
【図 7】



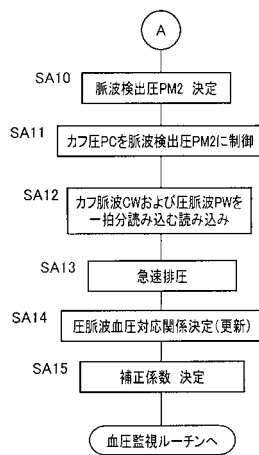
【図 8】



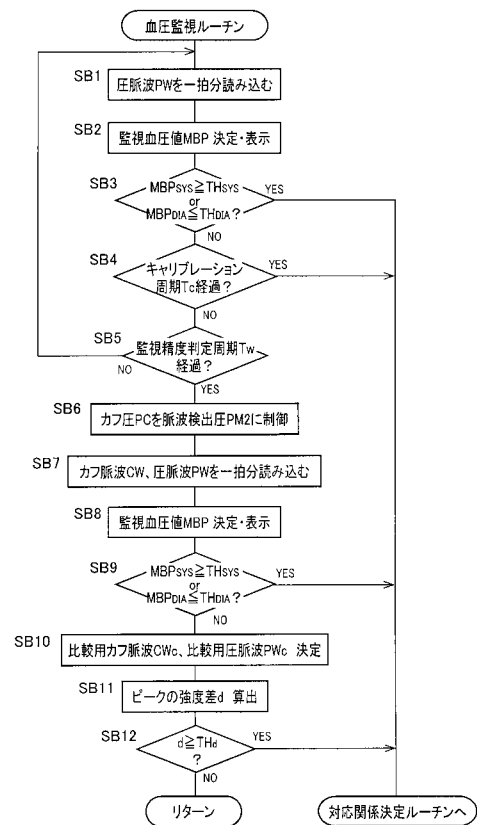
【図 9】



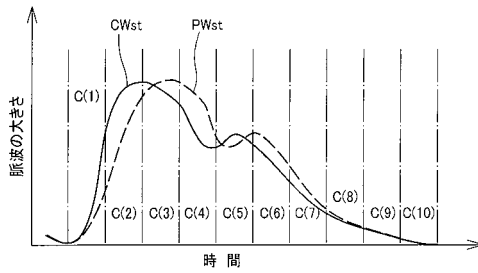
【図 10】



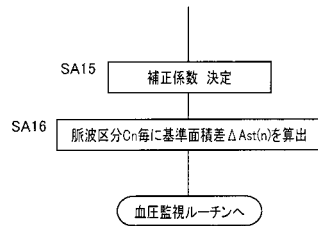
【図 11】



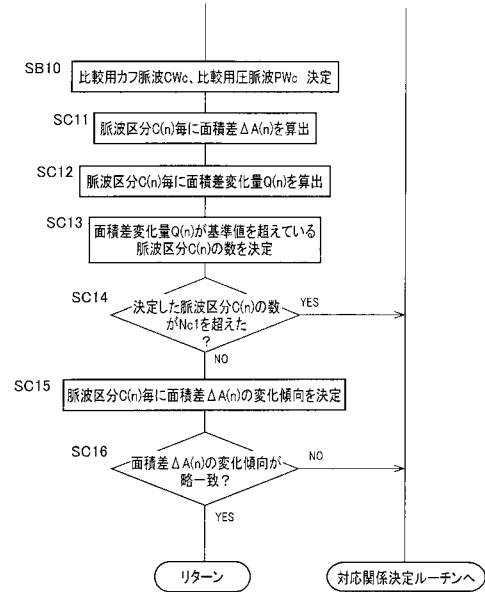
【図 1 2】



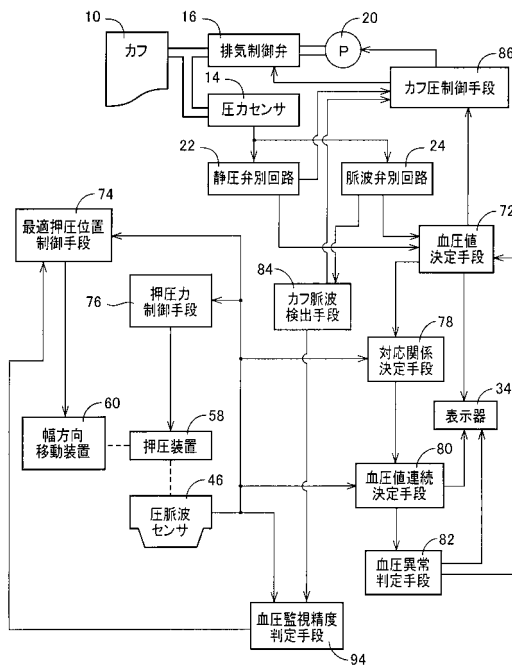
【図 1 3】



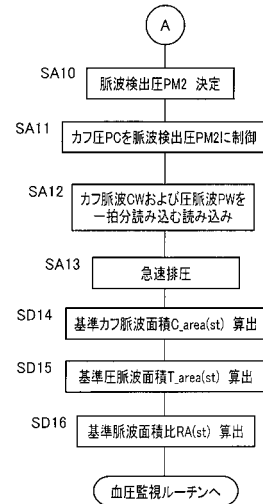
【図 1 4】



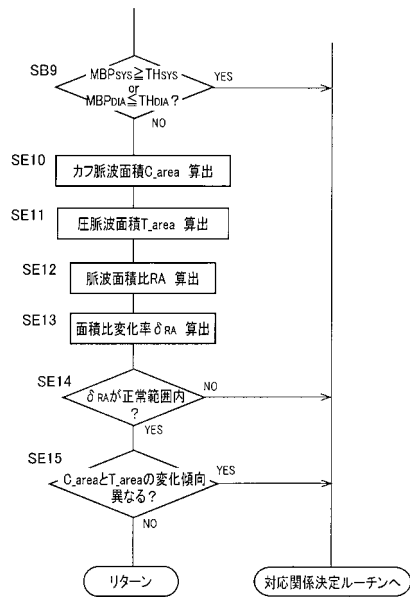
【図 1 5】



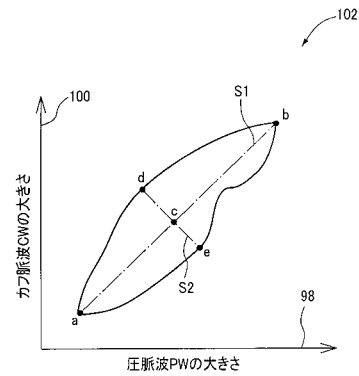
【図 1 6】



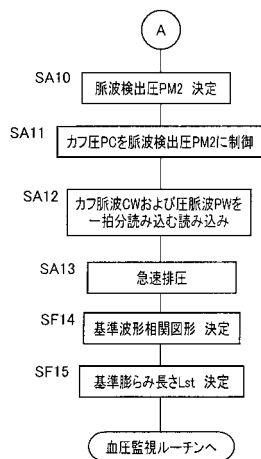
【図 17】



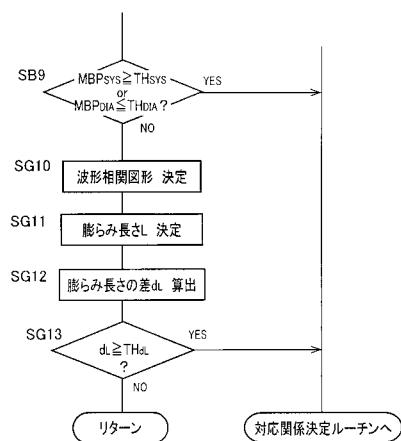
【図 18】



【図 19】



【図 20】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07 - 284479 (JP, A)
特開2002 - 272690 (JP, A)
特開平08 - 191803 (JP, A)
特開平08 - 256998 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 5/00-5/03

专利名称(译)	无创连续血压计		
公开(公告)号	JP3688256B2	公开(公告)日	2005-08-24
申请号	JP2002279490	申请日	2002-09-25
[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		
当前申请(专利权)人(译)	科林医疗科技有限公司		
[标]发明人	犬飼英克		
发明人	犬飼 英克		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/022		
FI分类号	A61B5/02.337.L A61B5/00.102.A A61B5/02.337.E A61B5/02.337.M A61B5/02.634.E A61B5/02.634.L A61B5/02.634.M A61B5/022.400.E A61B5/022.400.L A61B5/022.400.M		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AB01 4C017/AB02 4C017/AC03 4C017/AD01 4C017/BC11 4C017/FF30 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XD13 4C117/XD15 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE27 4C117/XE58 4C117/XE64 4C117/XF03 4C117/XG18 4C117/XJ13 4C117/XJ16 4C117/XJ42 4C117/XJ48 4C117/XN01 4C117/XN04		
其他公开文献	JP2004113368A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供间接连续血压监测装置，能够减轻患者的负担，同时保持高血压监测精度。ŽSOLUTION：在该装置中，基于从通过规定的加压力加压到手腕的压力脉动传感器46检测到的压力脉动值和由血压决定的血压值来确定对血压对应关系的压力脉动。通过对应关系决定装置78确定装置72，并根据压力脉动与血压对应关系和从压力脉动传感器46连续检测到的压力脉动连续地确定监测血压值。检测袖带脉动。通过袖带脉动检测装置84在每个规定周期内将袖带压力转换为规定的脉搏波检测压力的状态，并且基于袖带的比较确定压力脉动传感器46的安装状态的适当性脉搏和压力脉动在血压监测精度确定没有必要频繁地执行血压值确定装置72以将压力脉动更新为血压对应关系，从而减轻了患者的负担。Ž

【 図 4 】

