

(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2004-113368

(P2004-113368A)

(43) 公開日 平成16年4月15日(2004.4.15)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 5/022

A61B 5/00

F I

A61B 5/02 337L

A61B 5/00 102A

A61B 5/02 337E

A61B 5/02 337M

テーマコード(参考)

4C017

審査請求 有 請求項の数 7 O L (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)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社

愛知県小牧市林2007番1

(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

Fターム(参考) 4C017 AA08 AA09 AB01 AB02 AC03

AD01 BC11 FF30

(54) 【発明の名称】 非観血連続血圧監視装置

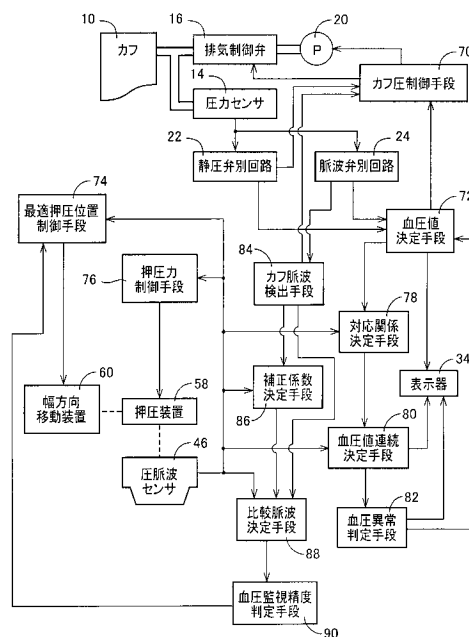
(57) 【要約】

【目的】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。

【解決手段】対応関係決定手段78により、手首に所定の押圧力で押圧される圧脈波センサ46から検出される圧脈波の大きさと、血圧値決定手段72により決定される血圧値に基づいて圧脈波血圧対応関係を決定して、血圧値連続決定手段80により、その圧脈波血圧対応関係と、圧脈波センサ46から連続的に検出される圧脈波とに基づいて監視血圧値を連続的に決定する非観血連続血圧監視装置において、カフ脈波検出手段84により、所定の周期毎に、カフ圧が所定の脈波検出圧とされている状態でカフ脈波を検出し、血圧監視精度判定手段90では、そのカフ脈波と圧脈波との比較に基づいて圧脈波センサ46の装着状態の適否を判定する。頻繁に血圧値決定手段72を実行して圧脈波血圧対応関係を更新する必要がなくなるので、患者の負担が軽減する。

【選択図】

図4



【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

【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。

20

30

【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。

40

【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

50

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、前記血压値連続決定手段により決定された監視血压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压監視装置。

【請求項5】

請求項3に記載の非観血連続血压監視装置であって、前記血压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、前記血压値連続決定手段により決定された監視血压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压監視装置。

10

【請求項6】

請求項1に記載の非観血連続血压監視装置であって、前記血压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、前記血压値連続決定手段により決定された監視血压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压監視装置。

【請求項7】

請求項1に記載の非観血連続血压監視装置であって、前記血压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、前記血压値連続決定手段により決定された監視血压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压監視装置。

20

【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压値を監視する血压監視装置に関し、さらに詳しくは、非観血連続血压監視装置において、血压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。

【0002】

【従来の技術】

非観血連続血压監視装置として、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压値を監視する装置、すなわち、所謂トノメトリ法による血压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压監視装置は、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压値を決定し、その血压値と、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压値との間の圧脈波血压対応関係を決定し、その圧脈波血压対応関係を用い、逐次検出される圧脈波から連続的に血压値を決定している（たとえば、特許文献1参照。）。

【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】

上記非観血連続血压監視装置は、圧脈波センサの装着状態がずれる等の理由により、実際の圧脈波血压対応関係が、血压を測定して決定した圧脈波血压対応関係からずれてしまうと、監視血压値の精度が低下する。そこで、監視血压値の精度低下を防ぐために、圧脈波血压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压対応関係を更新すれば、実際の圧脈波血压対応関係が徐々にずれていったとしても監視血压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压対応関係を更新す

30

40

50

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。

【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、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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、

50

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。

【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。

【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。

【0016】

【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。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

上記電子制御装置28は、CPU31, ROM32, RAM33, および図示しないI/Oポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU31は、ROM32に予め記憶されたプログラムに従ってRAM33の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/Oポートから駆動信号を出力して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 $BPSYS$ および最低血圧値 $BPDI A$ 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。

【0020】

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

10

20

30

40

50

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。

【0021】

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 の開口端が体表面 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。

10

【0022】

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。

20

【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 0.2 mm 間隔）で配列されている。

30

【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。

40

【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 $B_{P_{SYS}}$ 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 180 mmHg）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 ~ 3 mmHg/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

50

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_{DI A}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_{DI A}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。

10

【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HDP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_{DI A}、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。

20

【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。

30

【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4

40

50

6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、血压値決定手段72により測定された血压値BPと、その血压値決定手段72による血压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の大きさとの間の圧脈波血压対応関係を、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、血压値決定手段72による血压測定時とは、血压値BPを測定するためにカフ圧制御手段70により血压測定制御が実行されているときだけでなく、その血压測定制御の前後の血压値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。

10

【0033】

血压値連続決定手段80は、上記対応関係決定手段78で決定された圧脈波血压対応関係を用いて、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压値MBPを連続的に決定する。すなわち、上記圧脈波血压対応関係を用いて圧脈波PWの最小値PW_{min}から監視最低血压値MBP_{DIA}を連続的に決定し、上記圧脈波血压対応関係を用いて圧脈波PWの最大値PW_{max}から監視最高血压値MBP_{SY S}を連続的に決定する。そして、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_{SY S}を表示器34に表示する。

20

【0034】

血压異常判定手段82は、血压値連続決定手段80により連続的に決定される監視最高血压値MBP_{SY S}が予め設定された最高血压異常判定値TH_{SY S}を超えた場合、または監視最低血压値MBP_{DIA}が予め設定された最低血压異常判定値TH_{DIA}を以下である場合に血压異常と判定し、血压異常であることを示す文字あるいは記号を表示器34に表示するとともに、カフ12による信頼性のある血压値BPを迅速に得るために、血压値決定手段72による血压測定を実行させる。

【0035】

カフ脈波検出手段84は、血压値決定手段72による血压測定時であってカフ圧PCが平均血压値BP_{MEAN}以下とされている状態で、脈波弁別回路24から供給されるカフ脈波CW(以下、このカフ脈波CWを基準カフ脈波CW_{st}という)を読み込むとともに、その血压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70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70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24により検出されるカフ脈波CWを読み込む。前述のように、血压測定時には、カフ圧制御手段70により血压測定制御が実行されている時だけでなく、その血压測定制御の前後の血压値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CW_{st}は、カフ圧制御手段70による血压測定制御過程だけでなく、その血压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。血压測定制御の前後に基準カフ脈波CW_{st}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70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、血压測定制御の直後に基準カフ脈波CW_{st}を読み込むものとする。

30

40

【0036】

補正係数決定手段86は、上記基準カフ脈波CW_{st}が読み込ま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(以下、この圧脈波PWを基準圧脈波PW_{st}という)と、上記基準カフ脈波CW_{st}とを、その大きさが同じとなるように補正するた

50

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CW_{st}と、補正係数決定手段86に決定された補正係数により補正された基準圧脈波PW_{st}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。

【0037】

比較脈波決定手段88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46により検出される圧脈波PWを、補正係数決定手段86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PW_c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CW_c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。

10

【0038】

血圧監視精度判定手段90は、比較脈波決定手段88により決定された比較用圧脈波PW_cと比較用カフ脈波CW_cとを、それらの最小点を一致させ、比較用圧脈波PW_cと比較用カフ脈波CW_c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46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。ここで、上記特徴点には、たとえば、ピーク、ノッチ等がある。

20

【0039】

図8は、比較脈波決定手段88により決定した比較用圧脈波PW_{st}および比較用カフ脈波CW_{st}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。血圧値BPが変化した場合の比較用圧脈波PW_cおよび比較用カフ脈波CW_c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PW_cおよび比較用カフ脈波CW_cとともに、血圧値BPが高くなるとピークは大きくなり、逆に、血圧値BPが低くなるとピークは小さくなる。また、比較用圧脈波PW_cは、検出された圧脈波PWが、血圧値決定手段72による血圧測定時に基準圧脈波PW_{st}の大きさを基準カフ脈波CW_{st}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、血圧値決定手段72による血圧測定時から血圧値BPが変動していても、圧脈波センサ46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りませんので、強度差dが大きくなっている場合には、圧脈波センサ46の装着状態が不適切になったと判定できる。なお、血圧値BPの変化に対する、比較用圧脈波PW_cの特徴点の大きさの変化傾向と比較用カフ脈波CW_c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46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TH_d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。

30

40

【0040】

図9乃至図11は、図4の機能ブロック図に示したCPU31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10は圧脈波血圧対応関係を決定する対応関係決定ルーチンを示し、図11は血圧監視ルーチンを示す。

【0041】

まず、図9および図10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SA1(以下、ステップを省略する。)では、圧脈波センサ46の押圧面62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

50

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。

【0042】

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 E M に設定する。以下の説明における圧脈波信号 S M₂ は、この S A 2 で決定した最大圧力検出素子 E M により検出された圧脈波信号 S M₂ を意味する。

10

【0043】

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 H D P を連続的に高め、その過程で前記最大圧力検出素子 E M によって検出される圧脈波 P W の振幅が最大となる押圧力を最適押圧力 H D P O に決定し、且つ、圧脈波センサ 4 6 の押圧力 H D P をその最適押圧力 H D P O に保持する。

【0044】

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 P C の急速昇圧を開始する。続く S A 5 では、カフ圧 P C が 1 8 0 m m H g に設定された昇圧目標圧力値 P M 1 を越えたか否かを判断する。この判断が否定されるうちは S A 5 の判断を繰り返し実行し、カフ圧 P C 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 P C の 3 m m H g / s e c 程度での徐速降圧を開始する。

20

【0045】

続いて血圧値決定手段 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 P C の徐速降圧過程で逐次得られるカフ脈波信号 S M 1 が表すカフ脈波 C W の振幅の変化およびその振幅発生時のカフ圧 P C に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧測定アルゴリズムに従って最高血圧値 B P_{S Y S}、平均血圧値 B P_{M E A N}、および最低血圧値 B P_{D I A} を決定する。続く S A 8 では、上記 S A 7 において血圧値 B P 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、血圧測定アルゴリズムを継続する。

30

【0046】

血圧値 B P 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圧値 B P_{S Y S} 等を表示器 3 4 に表示する。続いて図 1 0 に示す S A 1 0 以降を実行する。

【0047】

S A 1 0 では、S A 7 で決定した最低血圧値 B P_{D I A} から、1 0 m m H g 程度に設定された所定値を引くことにより脈波検出圧 P M 2 を決定する。そして、続く S A 1 1 では、カフ圧 P C を上記 S A 1 0 で決定した脈波検出圧 P M 2 に制御する。続く S A 1 2 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 S M 1（すなわちカフ脈波 C W）および圧脈波センサ 4 6 から供給される圧脈波信号 S M 2（すなわち圧脈波 P W）をそれぞれ一拍分ずつ読み込む。なお、この S A 1 2 で読み込んだカフ脈波 C W および圧脈波 P W が基準カフ脈波 C W_{s t} および基準圧脈波 P W_{s t} に相当する。そして、続く S A 1 3 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 P C を大気圧まで急速に排圧する。なお、図 9 乃至図 1 0 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 1 3 がカフ圧制御手段 7 0 の血圧測定制御に相当する。

40

50

【 0 0 4 8 】

続く S A 1 4 は対応関係決定手段 7 8 に相当し、S A 7 で決定した最高血圧値 $B P_{S Y S}$ と最低血圧値 $B P_{D I A}$ 、および S A 1 2 で読み込んだ圧脈波 P W の最大値 $P W_{m a x}$ と最小値 $P W_{m i n}$ から、図 6 に示す圧脈波血圧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 1 5 では、S A 1 2 で読み込んだ基準圧脈波 $P W_{s t}$ の大きさを、同じく S A 1 2 で読み込んだ基準カフ脈波 $C W_{s t}$ 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 1 1 に示す血圧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 P W 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 P W の最小値 $P W_{m i n}$ および最大値 $P W_{m a x}$ から、図 1 0 の S A 1 4 で決定した圧脈波血圧対応関係に基づいて、監視最低血圧値 $M B P_{D I A}$ および監視最高血圧値 $M B P_{S Y S}$ を決定し、その決定した監視最低血圧値 $M B P_{D I A}$ および監視最高血圧値 $M B P_{S Y S}$ を表示器 3 4 に表示する。 10

【 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圧値 $M B P_{S Y S}$ が予め設定された最高血圧異常判定値 $T H_{S Y S}$ 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圧値 $M B P_{D I A}$ が予め設定された最低血圧異常判定値 $T H_{D I A}$ 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圧が異常である可能性が高いので、カフ 1 0 による信頼性の高い血圧値 B P 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。 20

【 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圧対応関係が決定されてからの経過時間が、1 0 分乃至 3 0 分程度に設定されたキャリブレーション周期 $T c$ 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 】

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 M B P を決定する。 30

【 0 0 5 4 】

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 M B P の精度を判定する。まず、S B 6 では、カフ圧 P C を S A 1 0 で決定した脈波検出圧 P M 2 に制御する。なお、この S B 6 がカフ圧制御手段 7 0 の脈波検出圧制御に相当する。

【 0 0 5 5 】

そして、続く S B 7 では、カフ圧 P C が脈波検出圧 P M 2 に制御されている状態で、脈波弁別回路 2 4 から供給されるカフ脈波信号 S M 1 すなわちカフ脈波 C W を一拍分読み込むとともに、圧脈波センサ 4 6 から供給される圧脈波信号 S M 2 すなわち圧脈波 P W を一拍分読み込む。なお、図 9 乃至図 1 1 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 8 4 に相当する。 40

【 0 0 5 6 】

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 P W に基づいて、監視最低血圧値 $M B P_{D I A}$ および監視最高血圧値 $M B P_{S Y S}$ を決定し、その決定した監視最低血圧値 $M B P_{D I A}$ および監視最高血圧値 $M B P_{S Y S}$ を表示器 3 4 に表示し、S B 9 では、S B 8 で決定した監視最高血圧値 $M B P_{S Y S}$ が予め設定された最高血圧異常判定値 $T H_{S Y S}$ 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 $M B P_{D I A}$ が予め設定された最低血圧異常判定値 $T H_{D I A}$ 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 50

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、血压値連続決定手段 80 により決定されている監視血压値 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、血压監視精度判定手段 92 は、面積差 $A(n)$ の変化傾向に基づいても、監視血压値 MBP の精度を判定する。すなわち、監視精度判定周期 T_w 毎に算出した脈波区分 $C(n)$ 毎の面積差 $A(n)$ を、それぞれ基準面積差 $Ast(n)$ と比較して、面積差 $A(n)$ の変化傾向が増加である脈波区分 $C(n)$ の数と、面積差 $A(n)$ 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 $A(n)$ 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 $A(n)$ 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 $A(n)$ 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 $A(n)$ 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、血压値連続決定手段 80 により決定されている監視血压値 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。

10

【0064】

図 13 および図 14 は、第 2 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 13 は対応関係決定ルーチンの一部を示し、図 14 は血压監視ルーチンの一部を示す。

20

【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 $Ast(n)$ を算出する。

30

【0066】

次に、図 14 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 11 の $SB1$ 乃至 $SB10$ を実行する。そして、 $SB10$ に続く $SC11$ では、 $SB10$ 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 13 の $SA16$ と同様にして脈波区分 $C(n)$ 毎に面積差 $A(n)$ を算出する。

【0067】

続く $SC12$ では、脈波区分 $C(n)$ 毎に、上記 $SC11$ で算出した面積差 $A(n)$ から図 13 の $SA16$ で算出した基準面積差 $Ast(n)$ を引くことにより、面積差変化量 $Q(n)$ を算出する。続く $SC13$ では、 $SC12$ 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。

40

【0068】

そして、続く $SC14$ では、上記 $SC13$ 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 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 46 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。

【0069】

$SC14$ の判断が否定された場合には、続く $SC15$ において、図 13 の $SA16$ で決定した基準面積差 $Ast(n)$ に対する、 $SC11$ で決定した面積差 $A(n)$ の変化傾向を脈波区分 $C(n)$ 毎に決定する。

50

【0070】

そして、続くSC16では、SC15で決定した面積差 $A(n)$ 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 $A(n)$ 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、対応関係決定ルーチンを実行する。一方、SC16の判断が肯定された場合には、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13および図14に示したフローチャートでは、SA16およびSC11乃至SC16が血圧監視精度判定手段92に相当する。

10

【0071】

上述の第2の実施形態でも、血圧監視精度判定手段92(SA16、SC11乃至SC16)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_{DI A}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

【0072】

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、CPU31の制御機能のみである。図15は、第3の実施形態に係るCPU31の制御機能の要部を示す機能ブロック図である。図15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86、比較脈波決定手段88が設けられていないこと、および、血圧監視精度判定手段94における監視血圧値MBPの精度判定機能のみである。

【0073】

血圧監視精度判定手段94は、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CW_{st}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CW_{st}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PW_{st}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) 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 RA は式3で表される。

30

40

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

$$(式2) \quad RA = T_area / C_area$$

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

式3は、変形すると式4の形とすることもできる。

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

50

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 R_A 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 との違いが血压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 R_A 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、血压値連続決定手段 80 により決定されている監視血压値 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。

【0074】

また、血压監視精度判定手段 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、監視血压値 MBP の精度を判定する。すなわち、監視精度判定周期 T_w 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 T_w 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 T_w 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、血压値連続決定手段 80 により決定されている監視血压値 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。

【0075】

図 16 および図 17 は、第 3 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 16 は対応関係決定ルーチンの一部を示し、図 17 は血压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。

【0077】

次に図 17 を説明する。第 3 の実施形態においても、血压監視ルーチンでは、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積比変化率 R_A を算出する。

【0079】

続く SE14 では、SE13 で算出した面積比変化率 R_A 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_ar

e a 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。

【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_{DI A} 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。

【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。

【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 CW_{st} の大きさと、その基準カフ脈波 CW_{st} 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 PW_{st} 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) L_{st} を決定する。そして、同様にして、監視精度判定周期 T_w 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。

【0085】

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

10

20

30

40

50

なくなっていると考えられる。従って、血压監視精度判定手段 96 は、膨らみ長さの差 d_L が所定の判定基準値 TH_{d_L} を超えた場合に、血压値連続決定手段 80 により決定されている監視血压値 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。

【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 は血压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。

【0088】

次に図 20 を説明する。第 4 の実施形態においても、血压監視ルーチンでは、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_{d_L} を超えているかどうかを判断する。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。

【0090】

一方、SG13 の判断が否定された場合には、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、SB1 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 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 が血压監視精度判定手段 96 に相当する。

【0091】

上述の第 4 の実施形態でも、血压監視精度判定手段 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 80 (SB2、SB8) 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 10 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。

【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】

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 による血压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 を用いた血压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】

10

20

30

40

50

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 CW_{st} の大きさと基準圧脈波 PW_{st} 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 CW_{st} の周期と基準圧脈波 PW_{st} の周期とを同じにするための補正係数が決定されてもよい。

【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 $A(n)$ 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。

10

【0097】

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 R_{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 $A(n)$ 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。

20

【0099】

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 を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 を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。

30

【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。

40

【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ロック図である。

【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。

50

【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 CW_{st} と、補正係数により補正された基準圧脈波 PW_{st} 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 PW_{st} および比較用カフ脈波 CW_{st} 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。

【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。

10

【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 PW_{st} と基準カフ脈波 CW_{st} 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。

【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。

20

【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。

【符号の説明】

8 : 非観血連続血圧監視装置

30

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

90 : 血圧監視精度判定手段

92 : 血圧監視精度判定手段

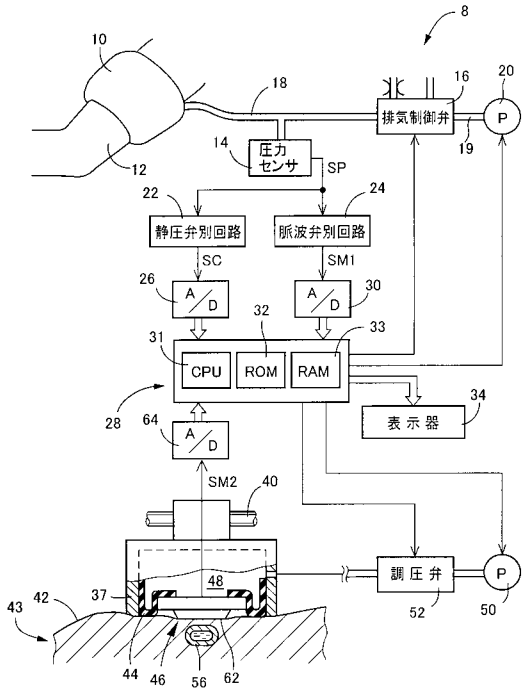
40

94 : 血圧監視精度判定手段

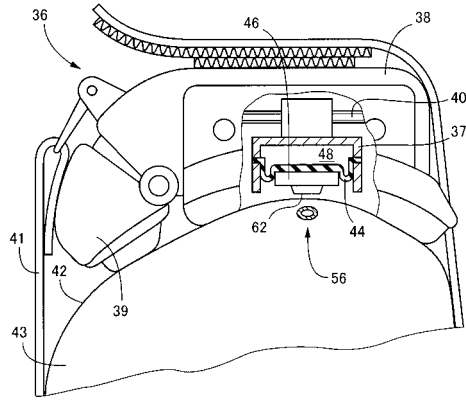
96 : 血圧監視精度判定手段

102 : 二次元グラフ

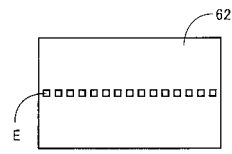
【 図 1 】



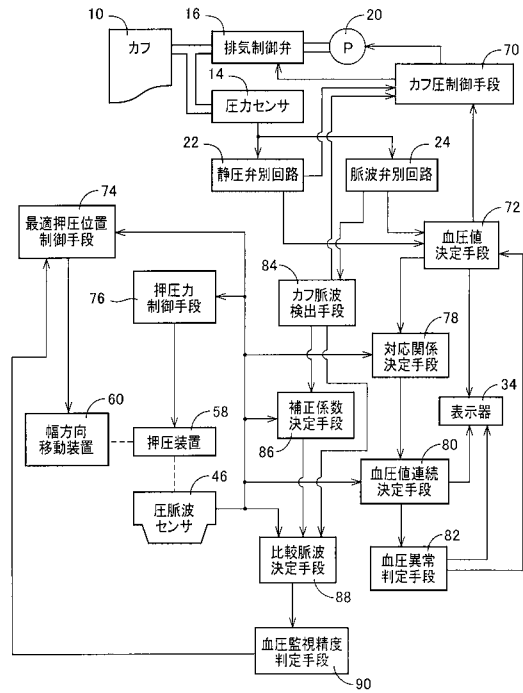
【 図 2 】



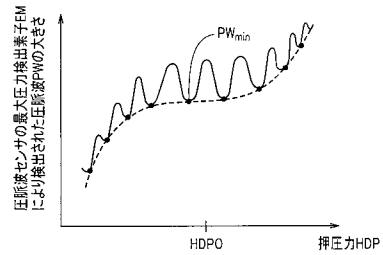
【 図 3 】



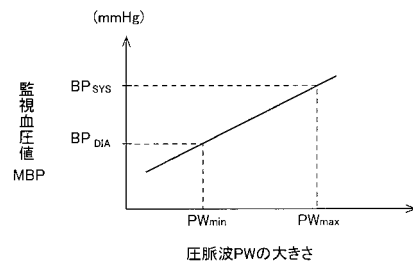
【 図 4 】



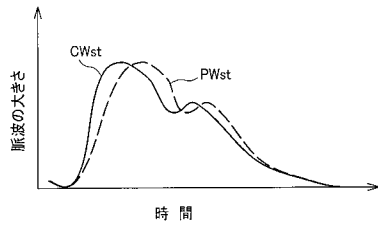
【 図 5 】



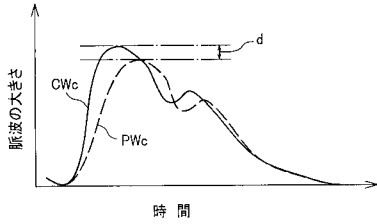
【 図 6 】



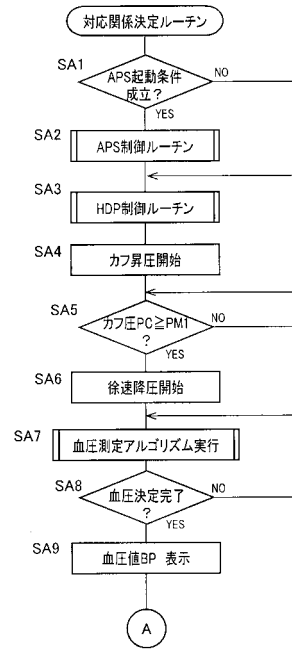
【 図 7 】



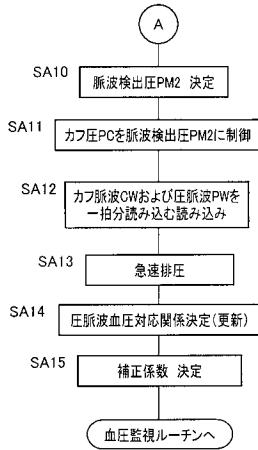
【 図 8 】



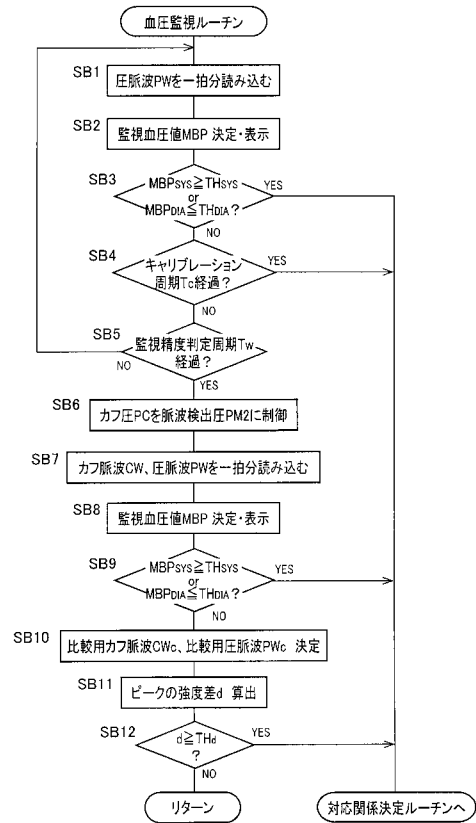
【 図 9 】



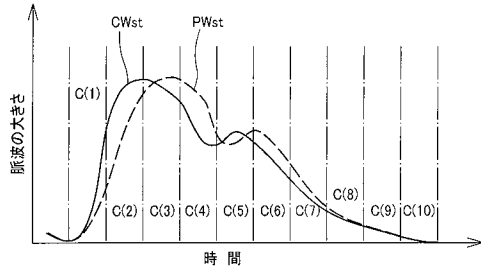
【 図 10 】



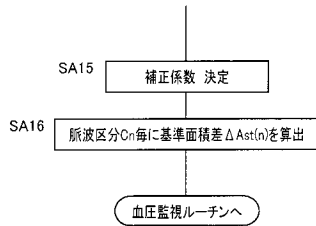
【 図 11 】



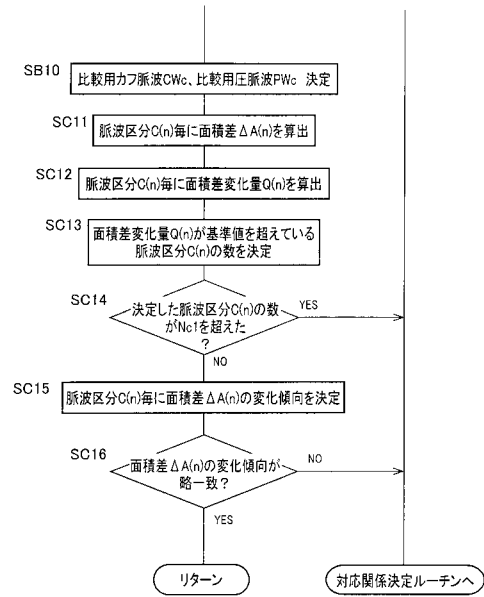
【図12】



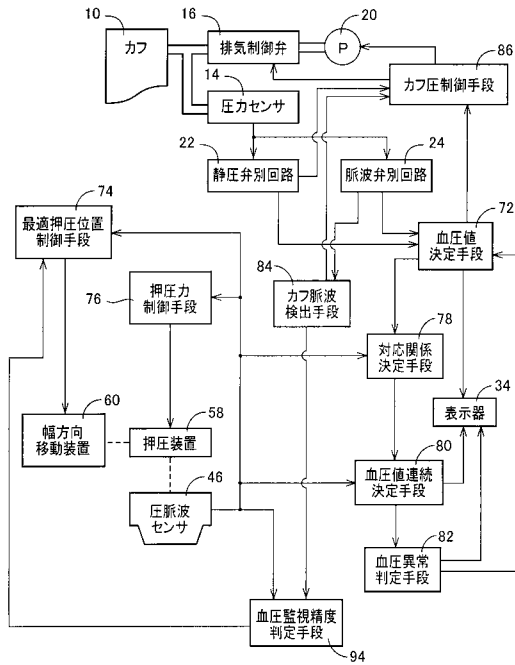
【図13】



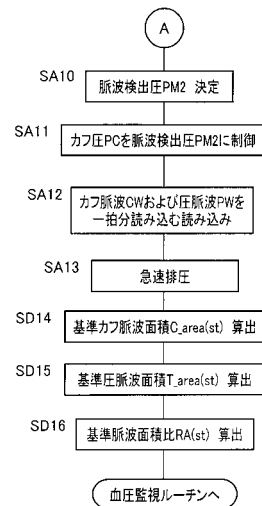
【図14】



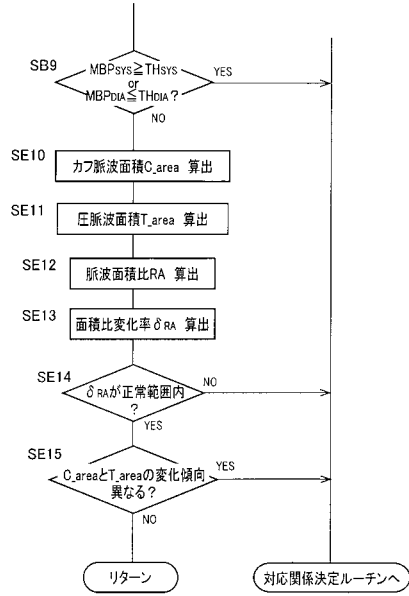
【図15】



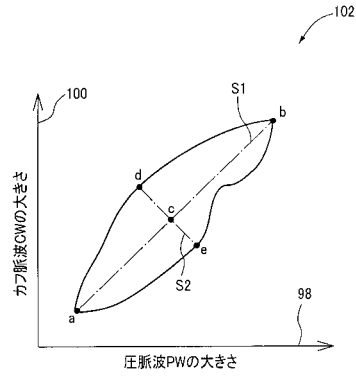
【図16】



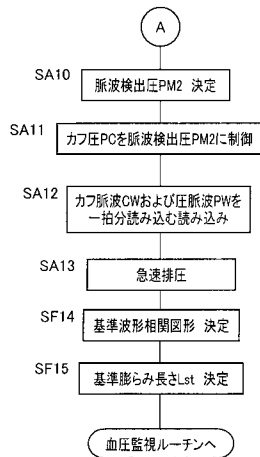
【 図 1 7 】



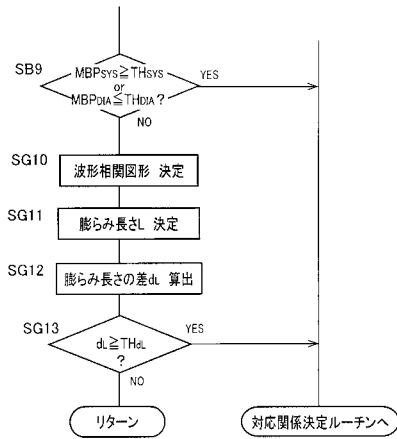
【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



【 図 2 0 】



专利名称(译)	无创连续血压计		
公开(公告)号	JP2004113368A	公开(公告)日	2004-04-15
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		
[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	JP3688256B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的提供一种无创连续血压监测装置，其能够减轻患者的负担，同时保持高血压监测精度。 解决方案：基于由对应关系确定装置78对腕部施加预定按压力的压力脉搏传感器46检测到的压力脉搏波的大小和由血压值确定装置72确定的血压值。 血压值连续确定装置80基于压力脉搏波血压对应关系和由压力脉搏波传感器46连续检测到的压力脉搏波来确定压力脉搏波血压对应关系。 在用于连续地确定该值的非侵入性连续血压监视装置中，袖带脉搏波检测单元84在每个预定周期的袖带压为预定脉搏波检测压力的状态下检测袖带脉搏波。 然后，血压监视精度判定单元90基于袖带脉搏波与压力脉搏波的比较，判定压力脉搏波传感器46的佩戴状态是否适当。 由于不需要频繁地执行血压值确定装置72来更新压力-脉搏波血压对应关系，因此减轻了患者的负担。 [选择图]图4

