

(51)Int.Cl.⁶
A 6 1 B 5/022

識別記号

F I
A 6 1 B 5/02 3 3 7 H

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 9 頁)

(21)出願番号 特願平9-108912

(22)出願日 平成9年(1997)4月25日

(71)出願人 000230962

日本光電工業株式会社
東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72)発明者 大野 浩平

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

(72)発明者 粕谷 博光

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内

(72)発明者 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

(74)代理人 弁理士 本田 崇

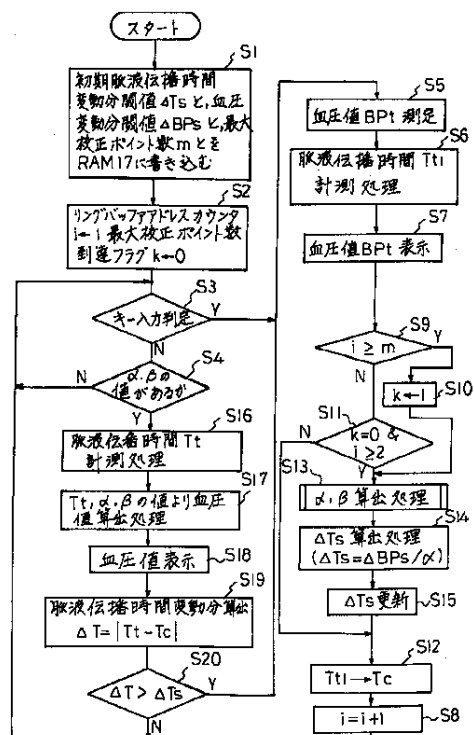
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血圧監視装置

(57)【要約】

【課題】 被験者に負担を与えることなく連続的に安全且つ高精度で血圧を監視できる血圧監視装置を提供する。

【解決手段】 カフを用いた最初の血圧測定を行なった後、脈波伝播時間 T_t の計測を逐次行なうとともにその都度脈波伝播時間変動分 ΔT を算出して脈波伝播時間変動分閾値 ΔT_S と比較する。そして、脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔT_S を超えると、カフ2による血圧値 $B P_t$ を測定するとともに脈波伝播時間 T_{t1} を計測する。そしてそれまで記憶しておいた少なくとも2つの血圧値 $B P_t$ 、脈波伝播時間 T_{t1} があれば、これらから被験者固有の定数 α 、 β を最小二乗法に基づいて算出し、さらに定数 α から脈波伝播時間変動分閾値 ΔT_S を算出して、現時点の脈波伝播時間変動分閾値 ΔT_S を更新する。



【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、

この血圧測定手段により測定された血圧値を記憶する血圧値記憶手段と、

外部から入力される脈波伝播時間変動分閾値及び血圧変動分閾値を記憶する閾値記憶手段と、

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と前記脈波検出手段とのそれぞれの検出出力に基づき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血圧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を記憶する脈波伝播時間記憶手段と、

前記脈波伝播時間計測手段により計測された2つの脈波伝播時間から脈波伝播時間変動分を算出する第一の演算手段と、

前記血圧値記憶手段に記憶された少なくとも2つ血圧値とこれら血圧値に対応して前記脈波伝播時間記憶手段に記憶された脈波伝播時間とから血圧と脈波伝播時間との関係を表わす式を成立させる被験者固有の定数を算出する第二の演算手段と、

前記閾値記憶手段から読み出される血圧変動分閾値を、算出された被験者固有の定数で除して記憶手段内の脈波伝播時間分閾値を更新する第三の演算手段と、

算出された脈波伝播時間変動分が前記記憶手段から読み出される脈波伝播時間変動分閾値を超えたか否かを判定する判定手段と、

前記脈波伝播時間変動分が前記脈波伝播時間変動分閾値を超えたと判断された場合に前記血圧測定手段を制御してカフによる被験者の血圧測定を行なうとともに前記脈波伝播時間変動分閾値の更新を制御する制御手段と、を備えたことを特徴とする血圧監視装置。

【請求項2】 前記第二の演算手段は、血圧と脈波伝播時間との関係を単回帰直線で表わした場合の単回帰係数と定数項に相当する被験者固有の定数を前記血圧値記憶手段に記憶された少なくとも2つの血圧値とこれら血圧値に対応して前記脈波伝播時間記憶手段に記憶された脈波伝播時間とを使用して最小二乗法によって算出することを特徴とする請求項1記載の血圧監視装置。

【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、特に脈波伝播時間により血圧監視を行なう血圧監視装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、被験者の血圧を連続的に測定して血圧の監視を行なう血圧監視装置として、被験者の上腕部などにカフを巻き付けてオシロメトリック法により非観血血圧測定を行なうものや、被験者の動脈に穿刺して観血血圧測定を行なうものがある。また、非観血血圧測定として脈波伝播速度を利用して血圧測定を行なうものもある。

【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。

(イ)カフによる非観血血圧測定を行なう血圧監視装置では、定時測定で測定周期が長い場合、例えば5分間隔以上の場合にショックによる血圧の急変を見落すことがあった。なお、この対策として測定周期を例えば1分間隔と短くすることで血圧の急変の見落としを少なくできる。しかしながら、測定周期を短くした場合、カフを巻いた部分の血管に負担を与えることになる。

【0004】(ロ)また、定時計測の場合、必要以上の頻繁なカフの締め付けにより患者に負担を与えてしまうことになる。

(ハ)観血測定を行なう血圧監視装置では、侵襲により被験者に精神的な負担を与えることもある。また、非観血血圧測定以上に手間を要するのでスタッフにも負担を与えてしまう。

(ニ)脈波伝播速度を利用した血圧測定では高い精度が得られない。

【0005】そこで本発明は、被験者に負担を与えることなく連続的に安全且つ高精度で血圧を監視できる血圧監視装置を提供することを目的としている。

【0006】

【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。脈波伝播速度から血圧が測定できる原理は次の通りである。図5に示すように、指や耳などの末梢血管側では脈波の特異点が大動脈波の特異点より時間的に遅れて現われる。この遅れ時間が脈波伝播時間である。一定距離の脈波伝播時間に対応する脈波伝播速度は、血管の容積弾性率の関数として現され、血圧が上がると血管の容積弾性率は増加し、血管壁が硬くなり伝播速度が速くなる。したがって、脈波伝播速度から血圧変動を求めることができる。

【0007】この脈波伝播時間を用いた血圧計は、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。この校正においては、例えば安静時と運動負荷時それぞれにおける血圧と脈波伝播時間を測定する。ここで、安静時の血圧と脈波伝播時間をそれぞれP1、T1、運動負荷時の血圧と脈波伝播時間をそれぞれP2、T2とし、被験者によって異なる固有の定数を α 、 β とすると、血圧P1、P2は、

$$【0008】 P1 = \alpha T1 + \beta$$

$$P2 = \alpha T2 + \beta$$

で表わされる。したがって、 $P1$ 、 $T1$ 、 $P2$ 、 $T2$ を測定することにより、この2式より α 、 β を算出することができる。この α 、 β 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よい。

【0009】脈波伝播時間を逐次測定することで被験者の血圧変動を監視することができる。この場合、脈波伝播時間の変動分 ΔT が予め設定した脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えたときに、被験者の血圧変動に急変が起こったと判断し、その時点でカフを用いた非観血血圧測定を正確に行う。またこの場合、 α 、 β を算出する際の測定値にノイズが入っていたり、或いはこれら α 、 β が後々変動することが有り得るので、脈波伝播時間の変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えたときに α 、 β を新たに算出し直す。さらに、算出した α に基づいて脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を算出して現在の値を更新する。このようにすることにより、一定周期でカフにより血圧測定を連続的に行なった場合のような負担を被験者に与えることがなく、大幅に被験者の負担を軽減でき、さらに高精度で血圧の変動を監視することができる。

【0010】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、この血圧測定手段により測定された血圧値を記憶する血圧値記憶手段と、外部から入力される脈波伝播時間変動分閾値及び血圧変動分閾値を記憶する閾値記憶手段と、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と前記脈波検出手段とのそれぞれの検出出力に基づき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血圧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を記憶する脈波伝播時間記憶手段と、前記脈波伝播時間計測手段により計測された2つの脈波伝播時間から脈波伝播時間変動分を算出する第一の演算手段と、前記血圧値記憶手段に記憶された少なくとも2つ血圧値とこれら血圧値に対応して前記脈波伝播時間記憶手段に記憶された脈波伝播時間とから血圧と脈波伝播時間との関係を表わす式を成立させる被験者固有の定数を算出する第二の演算手段と、前記閾値記憶手段から読み出される血圧変動分閾値を、算出された被験者固有の定数で除して記憶手段内の脈波伝播時間分閾値を更新する第三の演算手段と、算出された脈波伝播時間変動分が前記記憶手段から読み出される脈波伝播時間変動分閾値を超えたか否かを判定する判定手段と、前記脈波伝

播時間変動分が前記脈波伝播時間変動分閾値を超えたと判断された場合に前記血圧測定手段を制御してカフによる被験者の血圧測定を行なうとともに前記脈波伝播時間変動分閾値の更新を制御する制御手段と、を備える。

【0011】また、請求項2の発明は、血圧と脈波伝播時間との関係を単回帰直線で表わした場合の単回帰係数と定数項に相当する被験者固有の定数を、前記血圧値記憶手段に記憶された少なくとも2つの血圧値とこれら血圧値に対応して前記脈波伝播時間記憶手段に記憶された脈波伝播時間とを使用して最小二乗法によって算出する。

【0012】

【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例について説明する。

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一実施例の構成を示すブロック図である。この図において、カフ2は被験者の上腕部または指に装着されるように構成され、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る。このカフ2には、加圧ポンプ4によって空気が供給される。カフ本体には圧力センサ5が取り付けられており、センサ出力がカフ圧検出部6によって検出される。このカフ圧検出部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、CPU（中央処理装置）1に取り込まれる。

【0013】時間間隔検出基準点検出部8は、心電図のR波の発生とほぼ同時に大動脈圧がボトム値となる時点を検出するためのものであり、この検出部8の出力はA/D変換器9によりデジタル信号に変換されてCPU1に取り込まれる。この時間間隔検出基準点検出部8は、被験者の胸部に装着される電極と、この電極が接続される心電図R波検出部とにより構成することができる。なお、この時間間隔検出基準点検出部8を大動脈の脈波を検出する光電脈波センサあるいは圧脈波センサと、このセンサが接続される脈波検出部とにより構成することもできる。光電脈波センサ10は、被験者の例えば指に装着され、末梢血管側の脈波が計測される。この光電脈波センサ10の出力が脈波検出部11に送られることで、被験者の装置部位における脈波が検出される。脈波検出部11の出力はA/D変換器12によりデジタル信号に変換されてCPU1に取り込まれる。

【0014】入力手段13は、初期脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS 、血圧変動分閾値 ΔBPS および最大校正ポイント数 m 等の入力を行なうものである。キー14は、手動操作でカフ2を用いた血圧測定を行なう場合と、脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を更新する場合に押される。CPU1は、A/D変換器7、9、12、キー14から与えられた信号に基づいて処理プログラムを実行し、必要な制御信号を排気弁3、加圧ポンプ4などに出力するとともに、処理結果を表示器15に供給する。こ

のCPU1に接続されるROM16には処理プログラムが格納されている。またRAM17には血圧測定データを記憶するデータ領域が設定されるとともに、カウンタ、フラグ、バッファおよびレジスタが設定される。ここで、カウンタ、フラグおよびレジスタとして以下に示すものが設定される。

【0015】 $R\Delta TS$: 脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を記憶するレジスタ。

$R\Delta BPS$: 血圧変動分閾値 ΔBPS を記憶するレジスタ。

Rm : 最大校正ポイント数 m を記憶するレジスタ。

$R\alpha$: α を記憶するレジスタ。

$R\beta$: β を記憶するレジスタ。

RTt : 測定時点の脈波伝播時間 Tt (実測値)を記憶するレジスタ。

【0016】 RTt_1 : 校正時点の脈波伝播時間 Tt_1 を記憶するレジスタ。

$R\Delta T$: 脈波伝播時間変動分 ΔT を記憶するレジスタ。

RTC : 前回校正時点の脈波伝播時間 (実測値)を記憶するレジスタ。

BPt : 校正時点の血圧の実測値を記憶するレジスタ。

i : リングバッファアドレスカウンタ

k : 最大校正ポイント数到達フラグであり、最大校正ポイント数に到達した時点で「1」になり、それ以外では「0」になる。

$BP(i)$: 測定された血圧値を記憶するリングバッファ。

$T(i)$: 計測された脈波伝播時間を記憶するリングバッファ

【0017】上記カフ2、排気弁3、加圧ポンプ4、圧力センサ5、カフ圧検出部6及びA/D変換器7は血圧測定手段を構成する。また、RAM16は血圧値記憶手段、閾値記憶手段および脈波伝播時間記憶手段に対応する。また、時間間隔検出基準点検出部8およびA/D変換器9は時間間隔検出基準点検出手段を構成する。また、光電脈波センサ10、脈波検出部11およびA/D変換器12は脈波検出手段を構成する。また、CPU1は脈波伝播時間計測手段、第一の演算手段、第二の演算手段、第三の演算手段、制御手段および判定手段に対応する。

【0018】A. 血圧監視装置の動作

(a) ゼネラルフローチャート

次に、上記構成による血圧監視装置の動作について説明する。図2は血圧監視装置の動作を示すゼネラルフローチャートである。装置に電源の投入が行なわれた直後、まず、ステップS1において、入力手段13から初期脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS と血圧変動分閾値 ΔBPS と最大校正ポイント数 m がそれぞれ入力され、レジスタ $R\Delta TS$ 、 $R\Delta BPS$ 、 Rm に書き込まれる。続いて、

ステップS2でリングバッファアドレスカウンタ i を1にし、さらに最大校正ポイント数到達フラグ k を「0」にする。続いて、ステップS3でキー14の入力の有無が判定され、キー入力がなければ、ステップS4において α 、 β の値があるか否かが判定され、現時点では α 、 β の値がないので、ステップS3に戻る。以後、初回の血圧測定するキー入力がなければ、ステップS3、4が繰り返し行なわれる。

【0019】この状態で、初回の血圧測定するキー入力が有れば、ステップS5においてカフ2を用いた血圧測定が行なわれ、その測定値 BPt がリングバッファアドレスカウンタ $i=1$ で指定されるリングバッファ $BP(i)$ に書き込まれる。続いて、ステップS6でA/D変換器9、12からのデータに基づき脈波伝播時間 Tt_1 が計測され、その計測値がリングバッファアドレスカウンタ $i=1$ で指定されるリングバッファ $T(i)$ に書き込まれる。続いて、ステップS7で先に測定されリングバッファ $BP(1)$ に書き込まれた血圧値 BPt が表示器15に表示される。

【0020】続いて、ステップS9においてリングバッファアドレスカウンタ i の値が最大校正ポイント数 m に達したか否かが判定され、最大校正ポイント数 m に達したのであれば、リングバッファ $BP(i)$ および $T(i)$ が一杯、すなわちリングバッファ $BP(1)$ からリングバッファ $BP(m)$ の全てにデータが書き込まれたので、ステップS10で最大校正ポイント数到達フラグ k が「1」になる。今は $i=1$ であるので、このステップS10の処理は行なわれず、ステップS11に進むことになる。ステップS11では、最大校正ポイント数到達フラグ k が「0」で、かつリングバッファアドレスカウンタ i の値が「2」以上であるかが判定される。この場合、今はこの条件を満たしていないので、ステップS12において脈波伝播時間 Tt_1 がレジスタ RTC に書き込まれる。続いて、ステップS8でリングバッファアドレスカウンタ i の値が「1」だけインクリメントされ、この処理が行なわれた後、ステップS3に戻り、キー入力判定が行なわれる。

【0021】一方、上記ステップS9においてリングバッファアドレスカウンタ i の値が最大校正ポイント数 m に達していれば、ステップS10において最大校正ポイント数到達フラグ k が「1」になり、ステップS13で最大校正ポイント数の血圧値および脈波伝播時間に基づいて α 、 β を算出する処理が行なわれる。 α 、 β は上述したように被験者によって異なる固有の定数である。またステップS11において最大校正ポイント数到達フラグ k が「0」で、かつリングバッファアドレスカウンタ i の値が「2」以上である場合にも、ステップS13において少なくとも2つの血圧値 BPt および脈波伝播時間 Tt_1 に基づいて α 、 β を算出する処理が行なわれる。

【0022】 α 、 β を算出する処理が行なわれた後、ステップS14において脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を算出する処理が行なわれる。この処理においては、算出された α で血压変動分閾値 ΔBPS を除することで脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が得られる。脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が算出された後、ステップS15において脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS がレジスタR ΔTS に書き込まれる。即ち、脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が更新される。この処理が行なわれた後、ステップS12において脈波伝播時間 T_{t1} がレジスタRTC書き込まれ、続いてステップS8でリングバッファアドレスカウンタiの値が「1」だけインクリメントされ、その後、ステップS3に戻り、キー入力判定が行なわれる。このように初回の血压測定するキー入力があれば、血压値BP t の測定が行なわれ、さらに脈波伝播時間 T_{t1} の計測処理が行なわれる。そして、計測された脈波伝播時間 T_{t1} がレジスタRTCに書き込まれ、リングバッファアドレスカウンタiの値が「2」になる。

【0023】初回の血压測定が行なわれて α 、 β の値が算出されると、ステップS16においてA/D変換器9、12からのデータに基づき脈波伝播時間 T_t が計測される。続いて、ステップS17で脈波伝播時間 T_t 、 α 、 β の各値により血压値BPを算出する処理が行なわれる。即ち、 $P = \alpha T_t + \beta$ より血压値BPが算出される。続いて、ステップS18において算出された血压値BPが表示器15に表示される。血压値BPを表示する処理が行われた後、ステップS19で脈波伝播時間変動分 ΔT を算出する処理が行なわれる。この脈波伝播時間変動分 ΔT は、 $|T_t - T_c|$ より算出される。続いて、ステップS20においてステップS19で算出された脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えているか否か、即ち $\Delta T > \Delta TS$ の式を満たすか否かが判定され、 $\Delta T > \Delta TS$ でなければ、ステップS3に戻り、一連の処理が再び繰り返される。すなわち、脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えなければ、逐次脈波伝播時間 T_t を計測する処理が行われる。

【0024】これに対して、ステップS20において、 $\Delta T > \Delta TS$ を満たすと判定された場合、被験者の血压変動にショックなどによる急変があったとみなされ、ステップS5に処理が移行し、被験者の血压変動の急変に対応するために、カフ2を用いた血压測定が行なわれ、血压値BP t がレジスタRBP t に書き込まれる。さらにステップS6で脈波伝播時間 T_{t1} の計測処理が行なわれ、レジスタRT t_1 に書き込まれる。測定された血压値BP t はステップS7において表示器15に表示される。

【0025】続いて、ステップS9でリングバッファアドレスカウンタiの値が最大校正ポイント数mに達したか否かが判定される。この場合、リングバッファアドレ

スカウンタiの値が「2」であるので、ステップS11の判定において、最大校正ポイント数到達フラグkが「0」で、かつリングバッファアドレスカウンタiの値が「2」以上であると判定され、ステップS13において α 、 β を算出する処理が行なわれる。 α 、 β を算出する処理が行われた後、ステップS14において脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を算出する処理が行なわれ、続いてステップS15において脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を更新する処理が行なわれる。続いて、レジスタRT t_1 に書き込まれている脈波伝播時間 T_{t1} がレジスタRTCに書き込まれる。続いてステップS8でリングバッファアドレスカウンタiの値が「1」だけインクリメントされる。

【0026】このように、ステップS16からステップS19の処理において脈波伝播時間 T_t が計測されるとともに、その脈波伝播時間 T_t と α 、 β の各値から血压値が算出される。このステップS16からステップS19の処理は、脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えない限り、同一の α 、 β の値に基づいて行なわれる。脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えた場合には、カフ2を用いた血压測定が行なわれて新たに α 、 β の値が算出され、脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が更新される。この場合、リングバッファアドレスカウンタiの値が最大校正ポイント数mに達していなければ、それまでリングバッファに累積されてきた血压値および脈波伝播時間に基づいて α 、 β の値が算出される。他方、リングバッファアドレスカウンタiの値が最大校正ポイント数mに達していれば、その数の血压値および脈波伝播時間に基づいて α 、 β の値が算出される。

【0027】ここで、図4は血压値BP t の測定値の経時的変化と、脈波伝播時間 T_t の計測値の経時的変化の様子を示すグラフである。この図に示すように、カフ2による初回の血压測定が行なわれた後、脈波伝播時間変動分 ΔT が脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS を超えない限り、脈波伝播時間 T_t の計測が継続して行なわれる。そして、ある時点で $\Delta T > \Delta TS$ となると、カフ2による血压測定が行なわれる。カフ2による血压測定が行なわれると、リングバッファアドレスカウンタiの値が「2」になり、この時点で α 、 β の値が算出され、さらに算出された α に基づいて脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が算出されて、更新される。この更新が終了した後、再び脈波伝播時間 T_t が逐次計測される。以後、 $\Delta T > \Delta TS$ なる毎に脈波伝播時間変動分閾値 ΔTS が更新される。

【0028】(b) α 、 β 算出処理

図3はこの実施例の血压監視装置における α 、 β の算出処理過程を示すフローチャートである。 α 、 β の算出処理への移行にあたってはリングバッファアドレスカウンタiの値が「2」以上になっているので、初回の血压測

定以降の血圧測定値BP_tおよび脈波伝播時間T_{t1}がリングバッファBP(i)およびT(i)に書き込まれる。

【0029】ステップS31で最大校正ポイント数到達フラグkが「1」であるか否かが判定され、「1」でない、即ちリングバッファBP(i)およびT(i)に書き込まれた血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}のデータ数が最大校正ポイント数mに達していなければステップS32において、今あるデータ数に基づいてα、βの値を求める。この場合、α、βは最小二乗法により求められる。即ち、αは血圧値BP_tと脈波伝播時間T_{t1}の積和を脈波伝播時間T_{t1}の偏差平方和で除することで得られ、βは血圧値BP_tの平均値からαと脈波伝播時間T_{t1}の平均値を剰した値を減ずることで得られる。ステップS32では、最大校正ポイント数m以下の数即ちリングバッファアドレスカウンタiの値により指定される数の血圧値BP_tと脈波伝播時間T_{t1}とによりα、βが算出される。αを求める式は数1のようになる。

【0030】

【数1】

$$\alpha = \frac{\sum_{j=1}^i (BP(j) - BP_{av})(T(j) - T_{av})}{\sum_{j=1}^i (T(j) - T_{av})^2}$$

【0031】この場合、BP_{av}はリングバッファBP(1)からBP(i)までの平均値であり、T_{av}はリングバッファT(1)からT(i)までの平均値である。他方、βは次式より算出される。

$$\beta = BP(i) - \alpha \cdot T(i)$$

【0032】一方、ステップS31の判定において、最大校正ポイント数到達フラグkが「1」であれば、即ちリングバッファBP(i)およびT(i)に書き込まれた血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}のデータ数が最大校正ポイント数mに達していればステップS33において最大校正ポイント数mのデータに基づいてα、βが算出される。この場合も最小二乗法により求められる。ステップS33では、最大校正ポイント数mのリングバッファアドレスカウンタiの値により指定される数の血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}により算出される。αを求める式は数2のようになる。

【0033】

【数2】

$$\alpha = \frac{\sum_{j=1}^m (BP(j) - BP_{av})(T(j) - T_{av})}{\sum_{j=1}^m (T(j) - T_{av})^2}$$

【0034】この場合、BP_{av}はリングバッファBP(1)からBP(m)までの平均値であり、T_{av}はリングバッファT(1)からT(m)までの平均値である。他方、βは次式より算出される。

$$\beta = BP(m) - \alpha \cdot T(m)$$

このように、リングバッファBP(i)に一時的に記憶された血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}の一組のデータが2組以上であれば、これらに基づいてα、βが最小二乗法を用いて算出される。ステップS32または33の処理が終了した後、ステップS34においてリングバッファカウンタiの値が最大校正ポイント数m以上か否かが判定され、以上であればリングバッファカウンタiの値が「1」に初期設定されて、処理を抜ける。これ以後、次回からはリングバッファ内に格納されているすべてのデータ(m個)について最小二乗法によりα、βを算出する。これに対して、リングバッファカウンタiの値が最大校正ポイント数m以下であれば、そのまま処理を抜ける。

【0035】このように、この実施例では、最初の血圧測定を行なうキー入力が行なわれると、カフ2による血圧値BP_tが測定され、表示される。また同時に脈波伝播時間T_{t1}が計測される。その直後から脈波伝播時間T_tの計測が開始される。この脈波伝播時間T_tの計測は逐次行なわれ、その都度脈波伝播時間変動分ΔTが算出され、脈波伝播時間変動分閾値ΔTSと比較される。脈波伝播時間変動分ΔTが脈波伝播時間変動分閾値ΔTSを超えると、再度カフ2による血圧値BP_tが測定されるとともに脈波伝播時間T_{t1}が計測され、さらに被験者固有の定数α、βが算出される。そして、算出された定数αから脈波伝播時間変動分閾値ΔTSが算出されて、現在の脈波伝播時間変動分閾値ΔTSが更新される。この場合、定数α、βは、現時点での血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}を含む過去に記憶された少なくとも2つの血圧値BP_t、脈波伝播時間T_{t1}から最小二乗法に基づいて算出される。

【0036】したがって、脈波伝播時間T_tを逐次測定して、脈波伝播時間変動分ΔTが脈波伝播時間変動分閾値ΔTSを超えたか否かを判定することにより、被験者の血圧変動の急変を監視するとともに、血圧変動の急変時にカフ2を用いた血圧測定を正確に行ない、また脈波伝播時間変動分閾値ΔTSを更新するようにしているので、従来与えていた被験者への負担を大幅に軽減できるとともに、高い精度で血圧変動を監視することが可能になる。なお、脈波伝播時間計測処理は一拍ごとに行なっ

てもよいし、一定時間ごとあるいは一定拍数ごとに行つて平均値を求めるようにしてもよい。平均値を求めることで、不規則に発生するノイズの影響をなくし精度のよい測定が可能となる。

【0037】

【発明の効果】請求項1、2記載の血圧監視装置によれば、脈波伝播時間の計測を逐次行なう毎に脈波伝播時間変動分を算出してこの値と脈波伝播時間変動分閾値と比較し、脈波伝播時間変動分が脈波伝播時間変動分閾値を超える場合には、カフを用いて血圧測定を行なうとともに脈波伝播時間を計測し、この際に過去に記憶したものを含む血圧測定における血圧値および脈波伝播時間が少なくとも2つあれば各血圧値および脈波伝播時間から被験者固有の定数を最小二乗法に基づいて算出し、さらに算出した被験者固有の定数から脈波伝播時間変動分閾値を算出して、現時点の脈波伝播時間変動分閾値を更新するようにしたので、従来のように短い周期でカフを用いて血圧測定を行なうことがなく、また観血血圧測定を行なうことがないので、被験者への負担を大幅に軽減させることができ、さらに血圧の変動を高精度で監視することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る血圧監視装置の一実施例の構成を示すブロック図である。

【図2】同実施例の血圧監視装置の動作を示すゼネラルフローチャートである。

【図3】同実施例の血圧監視装置の動作を示すフローチャートである。

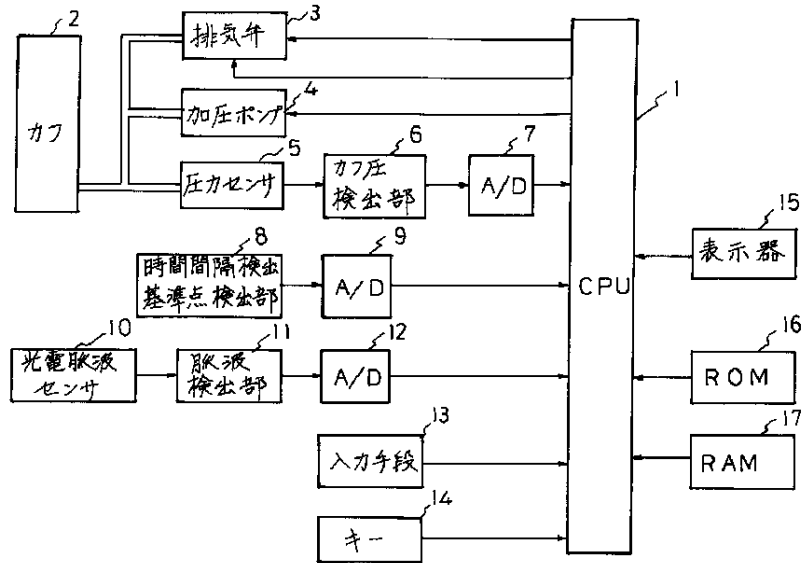
【図4】同実施例の血圧監視装置の動作を説明するための波形図である。

【図5】脈波伝播時間を説明するための波形図である。

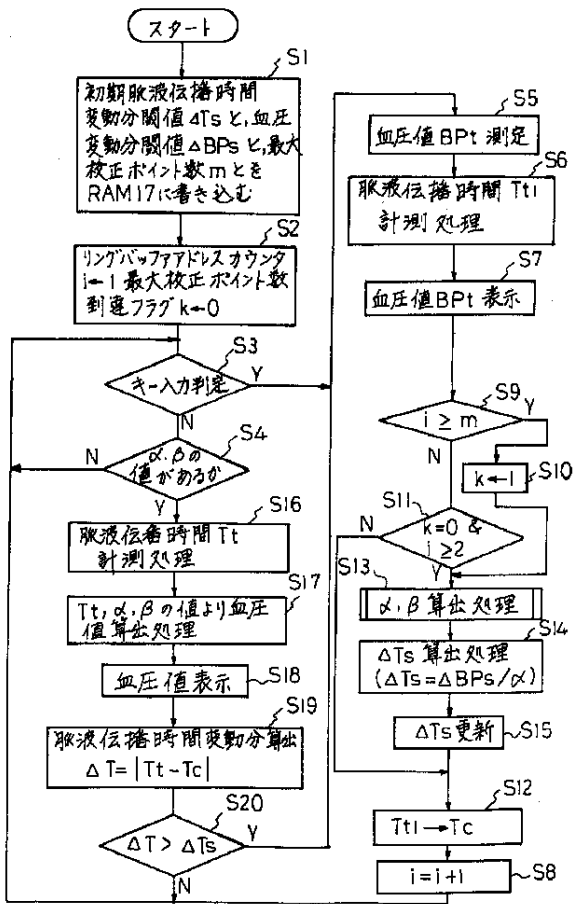
【符号の説明】

- 1 CPU
- 2 カフ
- 3 排気弁
- 4 加圧ポンプ
- 5 圧力センサ
- 6 カフ圧検出部
- 7 A/D変換器
- 8 時間間隔検出基準点検出部
- 10 光電脈波センサ
- 11 脈波検出部
- 13 入力手段
- 14 キー
- 15 表示器
- 16 ROM
- 17 RAM

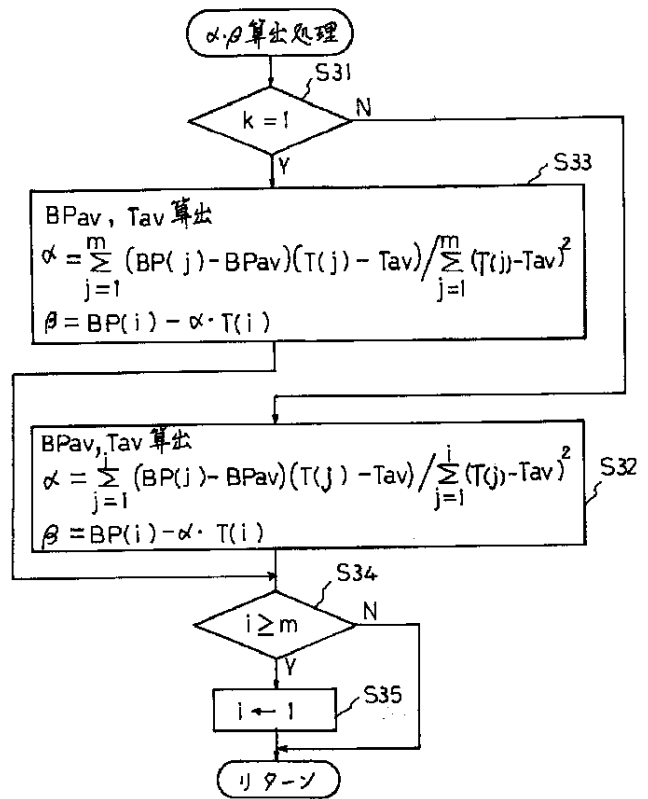
【図1】



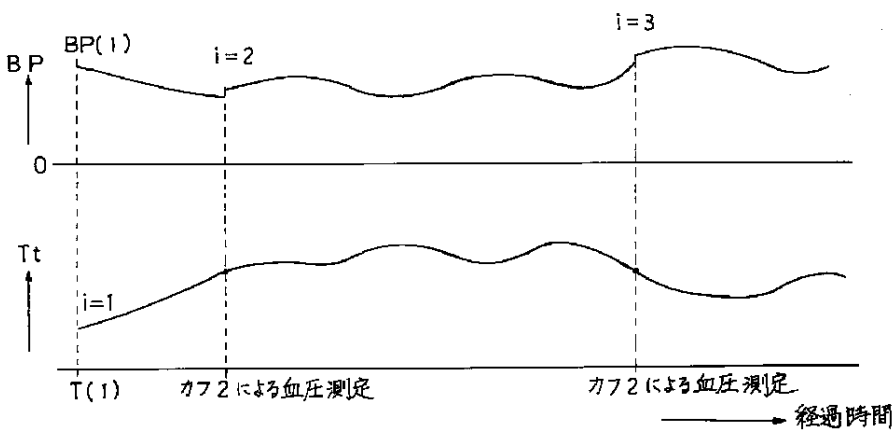
【図2】



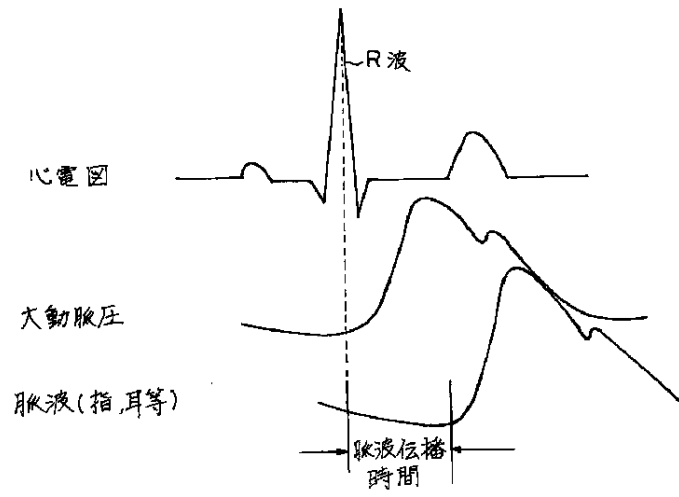
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(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 陳 文西
東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本
光電工業株式会社内