



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被験者の血圧を測定する血圧測定手段と、

前記被験者の血圧を除いた種類の生理情報を計測する生理情報計測手段と、

前記被験者の血圧測定のために前記生理情報計測手段により計測される前記生理情報の計測レベルが、予め所定期間にわたって前記生理情報計測手段により計測されて記憶されている一連の前記生理情報の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいたか否かを判定する判定手段とを備え、

前記判定手段が前記生理情報の計測レベルは前記特定な相対レベルに近づいたと判定したとき、前記血圧測定手段を起動することを特徴とする、血圧測定装置。

10

## 【請求項 2】

前記生理情報は、心拍数または脈拍数のいずれかであることを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 3】

前記生理情報は、血中酸素飽和度であることを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 4】

前記生理情報は、動脈弾性に関する情報であることを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 5】

前記動脈弾性に関する情報は、脈波伝播速度であることを特徴とする、請求項 4 に記載の血圧測定装置。

20

## 【請求項 6】

前記動脈弾性に関する情報は、血管コンプライアンスであることを特徴とする、請求項 4 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 7】

前記生理情報は、呼吸周期または呼吸頻度のいずれかであることを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 8】

前記生理情報は、動脈内の圧または血流量の脈動変化に由来する物理量計測信号の波形特徴の変化であることを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

30

## 【請求項 9】

前記特定な相対レベルは、前記変化範囲の計測レベルの平均レベル、最高レベルおよび最低レベルのうち少なくとも 1 つのレベルであることを特徴とする、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 10】

前記判定手段は、

予め記憶されている前記一連の生理情報の計測値について平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、

前記血圧測定のための計測された前記生理情報の計測値が、前記算出手段により算出された前記平均値と前記標準偏差とを基に得た値を上回る場合に、該計測値は前記一連の生理情報の計測値の変化範囲の最高値に近づいたと判定することを特徴とする、請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

40

## 【請求項 11】

前記判定手段は、

予め記憶されている前記一連の生理情報の前記計測値について平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、

前記血圧測定のための計測された前記生理情報の計測値が、前記算出手段により算出された前記平均値と前記標準偏差とを基に得た値を下回る場合に、該計測値は前記一連の生理情報の計測値の変化範囲の最低値に近づいたと判定することを特徴とする、請求項 1 か

50

ら 9 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 1 2】

前記判定手段は、

予め記憶されている前記一連の生理情報の平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、

前記血圧測定のための計測された前記生理情報の計測値が、前記算出手段により算出された前記平均値と前記標準偏差とを基に得た所定の上下限值の間にあるとき、該計測値は前記一連の生理情報の変化範囲の平均値に近づいたと判定することを特徴とする、請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 1 3】

予め所定期間にわたって前記生理情報計測手段により計測された一連の前記生理情報の計測レベルを記憶するための生理情報記憶手段をさらに備え、

前記生理情報記憶手段は前記所定期間にわたって計測された前記生理情報の計測レベルを間欠的または連続的に記憶することを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【請求項 1 4】

前記血圧測定手段により測定される毎に、測定された血圧値、血圧測定時間を示す時間情報、および前記判定手段により判定された前記特定な相対レベルの情報を関連付けて記憶する血圧記憶手段と、

前記血圧記憶手段の内容を表示する表示手段とをさらに備える、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は血圧測定装置に関し、特に、血圧を除く生理情報の変化に基づいて血圧測定のタイミングを決定する血圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、携帯型 24 時間血圧計（以下、A B P M (Ambulatory Blood Pressure Monitoring) という）を用いた研究から、昼間の血圧に加え夜間血圧が心血管リスクの予測と高血圧治療に重要であることが明らかにされつつある。具体的には、睡眠中の生理的状態の変化が起こる時点の血圧値が示す血圧情報を得ることにより、個人の心血管リスクを正確に推定し、血圧管理治療に生かせると考えられ始めている。

【0003】

A B P M は例えば 15 分毎または 30 分毎の間欠的に連続して血圧を測定し、睡眠中か否かに関わらず血圧の変化をモニタリングできるという特徴を有し、上記の血圧情報を得る手段の 1 つとし得る。

【0004】

しかし、現実には一般患者に A B P M を適用するのは難しい。なぜなら、まず、A B P M は高価であるため導入できる医療施設や使用台数に限りあり、ほんの少数の患者にしか使用されていないという現実がある。また、一定時間間隔で測定を繰り返すため、測定時の測定部位の例えば上腕の圧迫や装置の動作音などによって睡眠が妨げられるので患者が使用を不快に思う、ないしは使用を拒否することが少なくない。その上、その不快感または精神的ストレスから血圧値自体が変化してしまい、本来の血圧値を正確に測れないケースがあるとの研究報告もされている（非特許文献 1～4 を参照）。

【0005】

さらに、A B P M は患者個人が所有する物でなく医療施設から借り受けて使用するという制限に因り、使用回数は少なく、測定結果の信憑性が不十分な場合があるとの研究報告もある（非特許文献 5 を参照）。

【0006】

一方、最近普及が急速に進んでいる家庭向けの血圧計は、A B P M が有するこれらの欠

10

20

30

40

50

点を持たないが、血圧の変化を捉える機能を有さない。

【0007】

また睡眠時の安定した状態を検出すると血圧などの生体情報の測定を開始するものが提供されている（特許文献1を参照）。

【0008】

また脈拍の相対変化により血圧計を起動する技術が提案されている（特許文献2と3を参照）。

【特許文献1】特開平8-131408号公報

【特許文献2】特開昭62-155829号公報

【特許文献3】特開平2-23940号公報

【非特許文献1】Calvo C, et al, Further evaluation of the ambulatory monitoring pressure effect (“ABPM effect”) in patients with essential hypertension, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5, 2003

【非特許文献2】Lopez JE, Implications of the “ABPM effect” in hypertensive patients: Changes in the dipping patten of blood pressure variability, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5, 2003

【非特許文献3】Hermida RC, Sampling requirements for ambulatory blood pressure monitoring in the diagnosis of hypertension, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5, 2003

【非特許文献4】Stenehjem AE, Gender and age differences in variability of ambulatory daytime pulse pressure, J. Am. Hypertension, Vol.16 No.5, 2003

【非特許文献5】村上ほか、「7日ABPMの初日効果、休日効果および週変動」、Circulation Journal, Japanese Circulation Society, Vol.67, 2003

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述した非特許文献1～5に記載のABPMの手法を用いた血圧測定においては、測定結果を再現することが困難であるとの課題が残されている。また、特許文献1の測定方法では、睡眠に入ると体の動きが少なくなることに着目して、体動を検知する振動センサの検知信号に基づき血圧測定開始のタイミングを得ていた。つまり、生理情報の変化に基づく測定開始タイミングではないので生理情報の変化を反映した医学的に必要とされる血圧値を測定することはできなかった。

【0010】

また、特許文献2と3の方法では、次のような課題が残されている。つまり、被検者固有の生理情報の変化域が特定する概念がなく、単に生理情報の時間的变化だけに基づいて血圧計起動などを行っているため、医学的に重要な生理情報の最大域・中心域・最小域での血圧値が捕捉できなかった。

【0011】

それゆえにこの発明の目的は、血圧測定を生理情報が被検者固有の変化を呈するタイミングに限定して行うことにより、必要な情報の量や質を確保して血圧情報を収集することができる血圧測定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

この発明のある局面に従う血圧測定装置は、被験者の血圧を測定する血圧測定手段と、被験者の血圧を除いた種類の生理情報を計測する生理情報計測手段と、被験者の血圧測定のために生理情報計測手段により計測される前記生理情報の計測レベルが、予め所定期間にわたって生理情報計測手段により計測されて記憶されている一連の生理情報の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいたか否かを判定する判定手段とを備え、判定手段が生理情報の計測レベルは特定な相対レベルに近づいたと判定したとき、血圧測定手段を起動する。

10

20

30

40

50

## 【0013】

したがって、血圧測定のために生理情報計測手段により被験者から計測された血圧を除いた種類の生理情報の計測レベルが、予め同一被験者から計測されて記憶されている一連の生理情報の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいたと判定されたときに限って、血圧測定手段が起動されて血圧が測定される。

## 【0014】

それゆえに、被験者固有の生理情報の変化範囲を予め計測し記憶することで把握した上で、血圧測定を、被験者の生理情報が、予め記憶された一連の生理情報の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時点に限定して行うことができる。その結果、生理情報が被験者に固有の変化を呈するタイミングでのみ血圧測定が実施されて必要な情報の量を確保し且つ必要な情報の質を確保した血圧測定が可能となる。

10

## 【0015】

好ましくは、生理情報は睡眠を妨げない測定が可能な心血管リスクに関連する種類の生理情報である。

## 【0016】

好ましくは、生理情報は心拍数または脈拍数のいずれかである。

## 【0017】

したがって、血圧測定を、被験者の心拍数または脈拍数の計測レベルが、予め記憶された一連の心拍数または脈拍数の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

20

## 【0018】

好ましくは、生理情報は血中酸素飽和度である。

## 【0019】

したがって、血圧測定を、被験者の血中酸素飽和度の計測レベルが、予め記憶された一連の血中酸素飽和度の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

## 【0020】

好ましくは、生理情報は動脈弾性に関する情報である。

## 【0021】

したがって、血圧測定を、被験者の動脈弾性に関する情報の計測レベルが、予め記憶された一連の動脈弾性に関する情報の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

30

## 【0022】

好ましくは、動脈弾性に関する情報は脈波伝播速度である。

## 【0023】

したがって、血圧測定を、被験者の脈波伝播速度の計測レベルが、予め記憶された一連の脈波伝播速度の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

## 【0024】

好ましくは、動脈弾性に関する情報は血管コンプライアンスである。

40

## 【0025】

したがって、血圧測定を、被験者の血管コンプライアンスの計測レベルが、予め記憶された一連の血管コンプライアンスの計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

## 【0026】

好ましくは、生理情報は呼吸周期または呼吸頻度のいずれかである。

## 【0027】

したがって、血圧測定を、被験者の呼吸周期または呼吸頻度の計測レベルが、予め記憶された一連の呼吸周期または呼吸頻度の計測レベルの変化範囲に対して特定な相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

50

## 【0028】

好ましくは、生理情報は動脈内の圧または血流量の脈動変化に由来する物理量計測信号の波形特徴の変化である。

## 【0029】

したがって、血圧測定を、被験者の上述の波形特徴の変化の計測レベルが、予め記憶された一連の該計測レベルの変化範囲に対して特定の相対レベルに近づいた時に限定して行うことができる。

## 【0030】

好ましくは、特定の相対レベルは、変化範囲の計測レベルの平均レベル、最高レベルおよび最低レベルのうち少なくとも1つのレベルである。

10

## 【0031】

したがって、被験者の生理情報が平均レベル、最高レベルおよび最低レベルのいずれかに変化するタイミングでのみ血圧測定が実施されて、必要な情報の量を確保し且つ必要な情報の質を確保した血圧測定が可能となる。

## 【0032】

好ましくは、判定手段は、予め記憶されている一連の生理情報の計測値について平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、血圧測定のための計測された生理情報の計測値が、算出手段により算出された平均値と標準偏差とを基に得た値を上回る場合に、該計測値は一連の生理情報の計測値の変化範囲の最高値に近づいたと判定する。

## 【0033】

したがって、被験者の生理情報の計測値が、算出手段により算出された一連生理情報の計測値の平均値と標準偏差とを基に得た値を上回って一連生理情報の計測値の変化範囲の最高値に近づいたタイミングでのみ血圧測定を実施できる。

20

## 【0034】

好ましくは、判定手段は予め記憶されている前記一連の生理情報の計測値について平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、血圧測定のための計測された生理情報の計測値が、算出手段により算出された平均値と標準偏差とを基に得た値を下回る場合に、該計測値は一連の生理情報の計測値の変化範囲の最低値に近づいたと判定する。

## 【0035】

したがって、被験者の生理情報の計測値が、算出手段により算出された一連生理情報の計測値の平均値と標準偏差とを基に得た値を下回って一連生理情報の計測値の変化範囲の最低値に近づいたタイミングでのみ血圧測定を実施できる。

30

## 【0036】

好ましくは、判定手段は、予め記憶されている前記一連の生理情報の平均値および標準偏差を算出する算出手段を含み、血圧測定のための計測された生理情報の計測値が、算出手段により算出された平均値と標準偏差とを基に得た所定の上下限値の間にあるとき、該計測値は一連の生理情報の変化範囲の平均値に近づいたと判定する。

## 【0037】

したがって、被験者の生理情報の計測値が、算出手段により算出された一連生理情報の計測値の平均値と標準偏差とを基に得た所定の上下限値の間において一連生理情報の計測値の変化範囲の平均値に近づいたタイミングでのみ血圧測定を実施できる。

40

## 【0038】

好ましくは、予め所定期間にわたって生理情報計測手段により計測された一連の生理情報の計測レベルを記憶するための生理情報記憶手段をさらに備え、生理情報記憶手段は所定期間にわたって計測された生理情報の計測レベルを間欠的または連続的に記憶する。

## 【0039】

したがって、生理情報記憶手段において予め所定期間にわたって生理情報計測手段により計測された一連の生理情報の計測レベルを記憶しておくことができる。この記憶される計測レベルは所定期間にわたって間欠的に記憶することも、また連続的に記憶することもできる。間欠的に記憶された場合には連続的に記憶される場合よりも必要な記憶容量を少

50

なくできる。

【0040】

好ましくは、血圧測定手段により測定される毎に、測定された血圧値、血圧測定時間を示す時間情報、および判定手段により判定された特定な相対レベルの情報を関連付けて記憶する血圧記憶手段と、血圧記憶手段の内容を表示する表示手段とをさらに備える。

【0041】

したがって、血圧測定結果として、測定された血圧値のそれぞれ毎に、血圧測定時間を示す時間情報、および判定手段により判定された特定な相対レベルの情報を関連付けて表示することができる。

【0042】

この結果、生理情報の被験者固有の変化を呈するタイミングで測定した血圧値、その測定時間および測定時の生理情報が呈した特定な相対レベルを関連付けて提示することができる。

【0043】

これにより、被験者は自己の血圧評価と管理ができ、医家は高血圧などの心血管リスクに関する診断/治療の指針を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0044】

以下、この発明の各実施の形態について図面を参照して詳細に説明する。

【0045】

(実施の形態1)

本実施の形態1では血圧を除く連続生理情報の1種である脈拍数の変化に基づき医学的に必要な血圧の測定開始タイミングを得ている。ここでは脈拍数に基づいているが同様な生理現象に対応の心拍数に代替することもできる。心拍数を用いる場合には心電計が別途必要とされる。

【0046】

脈拍数または心拍数を血圧測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、脈拍数または心拍数は交感神経系活動レベルの指標であり、その増加は心血管イベントリスクに関連している。脈拍数または心拍数の変動時には交感神経系も変動していることから、その際の血圧レベルを特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血圧指標を得ようとするものである。

【0047】

なお、本実施の形態1では連続する生理情報として指動脈容積変化に基づく脈拍数を採用するが、その他の種類の生理情報、即ち後述するような血中酸素飽和度、血管弾性度、脈波伝播速度などであっても良い。

【0048】

(構成の説明)

図1(A)と(B)に本実施の形態1に係る血圧測定装置1のブロック構成と概観が示される。図1(A)と(B)を参照して血圧測定装置1は、血圧測定系、連続生理情報の検出系、血圧測定装置1に対して各種の指示を与えるために操作される操作部2、測定結果を含む各種の情報を表示する表示部3およびこれらを集中的に制御および監視するためのCPU(Central Processing Unit)7を備える。

【0049】

血圧測定系は、点線で示される筐体2の外に設置されて血圧測定時に被験者の上腕に巻かれる上腕カフ5、上腕カフ5とエアチューブで接続されて上腕カフ5から検出される圧力信号に基づき血圧を測定して血圧値を出力する血圧計8、時間を計時して日時や時刻の時間情報を出力する計時部9、および血圧計8から血圧値を入力する毎に計時部9から出力された時間情報と関連付けて記憶するための血圧記憶部11を有する。血圧計8および上腕カフ5は周知の構成に従うのでここでは説明を省略する。そして、使用者の操作部4の操作に従って血圧記憶部11の内容は読出されて表示部3に表示される。

10

20

30

40

50

## 【0050】

操作部4は血圧測定装置1に対して電源をON/OFFするために操作される電源スイッチ41、測定の開始を指示するために操作される測定開始スイッチ42および記憶部の情報を表示部3に表示するために記憶部からの読出しを指示するときに操作されるメモリ呼出スイッチ43を含む。

## 【0051】

連続生理情報の検出系は、筐体2の外に配置され、被験者の指に装着されて連続して脈波を検出する指カフ6、指カフ6からの脈波信号を受取り、1拍毎に脈波を認識する脈波検出部13、脈波検出部13の出力を受けて脈拍数を算出する脈拍数算出部14、脈拍数算出部14により算出された脈拍数を記憶する脈拍数記憶部12、および比較判定部15を有する。比較判定部15は、脈拍数記憶部12に記憶された脈拍数と現在測定の脈拍数とを比較して、比較結果に基づく判定をして、判定結果に従い血圧計8に対して血圧測定の開始を指示する起動信号16を出力する。

10

## 【0052】

図1ではメモリで構成される血圧記憶部11および脈拍数記憶部12、ならびにプログラムとして提供される脈波検出部13、脈拍数算出部14および比較判定部15は処理部10を構成する。CPU7は血圧記憶部11および脈拍数記憶部12に対するアクセスを制御するとともに、脈波検出部13および脈拍数算出部14のプログラムの実行を制御する。

## 【0053】

血圧測定装置1のための脈波センサには、種々の構成と構造を適用することができるが、ここでは、例えば図2に示す指カフ6を採用している。指カフ6は円筒形のカフ67、カフ67に内蔵される発光素子65および受光素子66を含んで構成される。被験者が指カフ5を指に装着した状態で、発光素子65が例えば近赤外線などの光線を指に照射すると、被験者の指を透過する光線を受光素子66が検出する。指部の動脈容積は、血圧の脈動に応じて増減を繰り返しており、血中ヘモグロビンに吸収されやすい近赤外線の指を透過する量(強さ)がその動脈容積変化に応じて変化する。受光素子66は指を透過した近赤外線の受光量の変化を、例えば電圧変化などの信号として脈波検出部13に出力する。これを脈波信号と言い、例えば図3に示すようなものである。

20

## 【0054】

脈波信号を受けた脈波検出部13は、脈波信号で示される脈波の立上がり点(図3の矢印部分)を1拍毎に認識する。続いて、脈波検出部13は、隣接する脈波立上がり点の時間間隔Tを計測し、単位時間あたりの脈拍の数、即ち脈拍数を算出する。

30

## 【0055】

脈拍数記憶部12は、例えば複数の日にわたって脈拍数を記憶することができる。また、比較判定部15は、脈拍数記憶部12、脈拍数算出部14および血圧計8を接続して、脈拍数記憶部12に記憶された過去の脈拍数と、脈拍数算出部14から送信されてきた現在の脈拍数とを比較しながら、被験者の現在の脈拍数は過去の脈拍数の変化範囲に対して相対的なある特定の範囲付近であるのか、より具体的には最大値付近であるのか、平均値付近であるか、あるいは最低値付近であるのかを判断する。そして、現在の脈拍数がそのような特定の範囲付近にあると判断された時には、血圧計8に対して起動信号16を出力する。血圧計8は起動信号16を入力すと、応じて血圧測定を開始する。

40

## 【0056】

(動作の説明)

本実施の形態によれば、血圧測定装置1の使用は3つの段階からなる。つまり、1)被験者固有の脈拍数の変化範囲を把握するために脈拍数を一定時間測定して複数の脈拍数を記憶する段階(脈拍数記憶段階)、2)記憶された複数の脈拍数の分布状況に基づき、現在測定中の脈拍数が被験者固有の変化範囲内で特定の範囲に近づいた時の血圧を測定する段階(血圧測定段階)、および3)記憶した脈拍数および血圧値データの考察のためにそれらを読出して出力(表示)する段階である。

50

## 【0057】

ここで、本発明の重要な医学的目的の1つは、睡眠中に起こる生理的变化の瞬間の血圧を計測することであるため、以下の説明ではより良き理解のため上記の脈拍数記憶段階と血圧測定段階とも睡眠中の血圧測定装置1の使用を前提に行う。これは、血圧は自律神経の活性化の程度に応じて変化することが知られていること、および睡眠中の自律神経の活性化、およびそれによる血圧変動に医学的意義があることなどに着目して血圧測定装置1を睡眠中に使用するとしているが、使用は睡眠中に限られるものではない。なお、ここでは自律神経の活性化の程度を生理情報、例えば心血管リスクに関連する種類の生理情報を用いて把握している。

## 【0058】

(脈拍数記憶段階の動作)

図4のフローチャートに従い脈拍数記憶段階の動作を説明する。図4のフローチャートに従うプログラムはCPU7に関連の図示のないメモリに格納されてCPU7により読出されて実行される。

10

## 【0059】

この段階では、脈波を測定して得られた脈拍数の記憶だけが行われるため、使用者は指カフ6のみを装着し、操作部4の図示にないモード切替スイッチを操作して、血圧測定装置1をそのような動作モードに切換えて起動する。なお、このモード切換えは、記憶された脈拍数データがない場合に自動的に脈拍数記憶動作を行うモードに切換るようにしても良い。

20

## 【0060】

たとえば後者の記憶モードで血圧測定装置1が起動されると、ステップST1ではCPU7は記憶モードで起動されたことを認識すると、次のステップST2では、CPU7の指示により、脈波検出部13は指カフ6の脈波センサから得た脈波信号をもとに1拍毎の脈波立上がり点を検出する。次に、ステップST3でCPU7の指示により脈拍数算出部14は1拍毎の脈拍数(単位時間あたりの脈波の拍数に換算した量)を算出するので、CPU7はステップST4で、この脈拍数を脈拍数記憶部12に書込んでここに記憶させる。そして、次のステップST5で、CPU7は起床したユーザにより操作部4にて停止操作が行われたかどうかを判断する。停止操作が行われない場合にはステップST2の処理に戻り、以降は検出される脈波信号に対してステップST2~ST4の処理が繰返される。これにより、連続的に検出される脈拍数のデータを脈拍数記憶部12に蓄積できる。

30

## 【0061】

一方、停止操作が行なわれた場合には、CPU7はステップST6で脈拍数記憶部12に記憶された一連の脈拍数のデータに基づいて脈拍数の最大、最小および平均を算出して脈拍数記憶部12に記憶し、その後、脈拍数記憶動作を終了する。

## 【0062】

ところで、上記の説明では脈拍数を1拍毎に脈拍数記憶部12に記憶しているが、脈波周期は一般に不整脈や呼吸性の変動などの影響を受けて1拍ずつばらついている。したがって、その時点での定性的な生理的状态を表す上で、このままではやや正確さに欠けるといふ危惧もある。これを解消するには、脈拍数算出部14の中に平均機能を持たせれば良い。具体的には、脈拍数算出部14は、1拍毎に算出する脈拍数データに対して、数拍程度の移動平均処理を行うようにすれば良い。例えば、5点移動平均を行うには、当該拍の脈拍数と、その直前2拍と直後2拍の計5拍の脈拍数の平均値を当該拍の脈拍数平均値として脈拍数記憶部12に記憶するようにすれば良い。これは周知の平均処理であるので、詳細説明は略す。

40

## 【0063】

また、図4の手順では連続的に脈拍数を検出して脈拍数のデータを脈拍数記憶部12に記憶するとしているが、所定時間間隔の間欠的に脈拍数を検出して脈拍数記憶部12に記憶するようにしてもよい。

## 【0064】

50

( 血圧測定段階の動作について )

図 5 のフローチャートに従い血圧測定段階の動作を説明する。図 5 のフローチャートに従うプログラムは CPU 7 に関連の図示のないメモリに格納されて CPU 7 により読出されて実行される。

【 0 0 6 5 】

この段階では、脈拍数記憶段階で得て記憶した脈拍数記憶部 1 2 に脈拍数のデータに基づいて、睡眠中の脈拍数変化範囲における特定な相対的レベル、即ち脈拍数の最大値付近、平均値付近、および最低値付近において血圧を測定し、測定結果の血圧データを血圧記憶部 1 1 に記憶する。このようにして記憶データを 1 晩 ( 1 回の就寝中 ) かけて血圧記憶部 1 1 に蓄積したなら、本段階での動作は翌日の晩 ( 次回の就寝中 ) に行うことになる。

10

【 0 0 6 6 】

ここでは図 4 の手順に従い脈拍数記憶部 1 2 に脈拍数データ、最大値、最小値および平均値が既に記憶されていると想定する。

【 0 0 6 7 】

まず、被験者は脈拍数計測のための指カフ 6 および血圧測定のための上腕カフ 5 を装着し、操作部 4 を操作して血圧測定段階の動作モードに設定して血圧測定装置 1 を起動する。

【 0 0 6 8 】

まず CPU 7 はステップ ST 1 0 1 で血圧測定段階の動作モードで起動操作されたことを認識すると、ステップ ST 1 0 2 と 1 0 3 でそれぞれ脈波検出処理と脈拍数算出処理を実行する。これらの処理は、前述の平均化処理も含めて脈拍数記憶段階での動作と同じであるので、詳細は略す。

20

【 0 0 6 9 】

CPU 7 は続くステップ ST 1 0 4 ~ ST 1 0 6 において、比較判定部 1 5 に指示するので、比較判定部 1 5 は、現在脈波測定して算出された脈拍数を、脈拍数記憶部 1 2 に既に記憶されている脈拍数データの分布と比較照合して、該脈拍数は最高値付近であるか、最低値付近であるか、平均値付近であるかの判定を行う。

【 0 0 7 0 】

まず、最高値付近であるかの判断は、次のように行なえば良い。今、脈拍数記憶部 1 2 に記憶されている過去の脈拍数データが N 個あり、これらを PR ( 1 )、PR ( 2 )、・・・、PR ( N ) とした時、それらの平均値 PR a v、および標準偏差 PR s d を以下の式 ( 1 ) と式 ( 2 ) で算出する。

30

【 0 0 7 1 】

【 数 1 】

$$PRav = \sum_{i=1}^N PR(i) / N \quad \dots \text{式 (1)}$$

$$PRsd = \left[ \sum_{i=1}^N \{ PR(i) - PRav \}^2 / N \right]^{1/2} \quad \dots \text{式 (2)}$$

40

【 0 0 7 2 】

現在の脈拍数を PR ( 0 ) とした時、PR ( 0 ) が最高値付近であることを以下の条件式 ( 3 ) が成立することで判定する ( ステップ ST 1 0 4 )。

【 0 0 7 3 】

$$PR ( 0 ) > PRav + 2 \cdot PRsd \quad \dots \text{式 (3)}$$

式 ( 3 ) は、過去の脈拍数の平均値より標準偏差の 2 倍高い値を上回った時に、現在の脈拍数が最高値付近であると判断することを意味している。同様の概念に基づき、現在の脈拍数 PR ( 0 ) が最低値付近であることを次式 ( 4 ) が成立することにより判定する ( ステップ ST 1 0 5 )。

50

## 【0074】

$PR(0) < PR_{av} - 2 \cdot PR_{sd} \dots$  式(4)

また、ステップST106で行う現在の脈拍数 $PR(0)$ が平均付近であるとの判定は、過去の脈拍数平均値を中心にある上下限を設けた値の幅の中に脈拍数 $PR(0)$ が含まれることにより判定する。この判定はたとえば式(5)に従う。

## 【0075】

$PR_{av} - 0.2 \cdot PR_{sd} < PR(0) < PR_{av} + 0.2 \cdot PR_{sd} \dots$  式(5)

ステップST104~106のいずれの条件も成立しない場合には後述のステップST109に移行するが、いずれかの条件が成立した場合には、処理はステップST107に移行する。ステップST107では、比較判定部15は血压計8に対して起動信号16を出力するので血压計8による被験者の血压測定が行われる。次にステップST108では、CPU7は血压測定結果である最高血压(収縮期血压)および最低血压(拡張期血压)の血压値、計時部9から供給された日付、時刻などの時間情報、その時(現在)の脈拍数、およびその時(現在)の脈拍数が最高値付近であったか、最低値付近であったか、あるいは平均値付近であったかの識別情報を関連付けしたうえで血压記憶部11に記憶する。

10

## 【0076】

その後のステップST109では、CPU7は操作部4を介して測定の停止操作がなされたか否かを判定する。停止操作されない場合にはST102に戻り、以降の処理が同様に繰返されるが、停止操作された場合には一連の処理は終了する。

20

## 【0077】

ここではステップST101で起動操作されてからステップST109で停止操作されるまでの期間にわたってステップST102とST103で脈拍数が測定される毎に血压測定タイミングの判定または血压測定を実施しているが、次のようにしてもよい。つまり、起動から停止までの期間の一部の所定期間内において脈拍数を測定して、測定した脈拍数毎に血压測定タイミングの判定または血压測定を実施するようにしてもよい。

## 【0078】

ところで、上記の説明では血压測定段階で連続的に計測されている脈拍数を脈拍数記憶部12に記憶する動作は含まれておらず、脈拍数はもっぱら血压測定のために血压計8を起動するタイミングを計るためだけに用いられている。しかし、この動作と同時に、脈拍数記憶段階で行うように脈拍数を脈拍数記憶部12に記憶させるようにすると、被験者の脈拍数変化範囲を表す記憶データはより信憑性を増すことができる。これは、具体的には図5のステップST103の次に脈拍数記憶のための処理ステップを加えるだけで良い。

30

## 【0079】

(データ読出し動作について)

この動作は、図4の脈拍数記憶段階および図5の血压測定段階で脈拍数記憶部12および血压記憶部11に記憶されたデータをメモリ呼出スイッチ43が操作されたことに応じてCPU7が読出し、脈拍数変化と関連付けた形で血压データを表示部3に表示するものである。

## 【0080】

表示は例えば図6のようである。まず、表示部3の画面上段には血压値と時刻の関連付けが、該血压を測定したときの脈拍数が最高値、平均値および最低値の各範囲になった時に分けて表形式で表示される。該血压を測定したときの脈拍数が最高値、平均値および最低値の範囲になるのは1回だけとは限らないので、その条件で測定された全ての血压値と時刻が表示されている。

40

## 【0081】

また、同一画面の下段には脈拍数記憶段階で得られた脈拍数の分布がCPU7の処理により統計的・図示的に表示される。脈拍数を横軸に採った時の全データの頻度グラフ(ヒストグラム)、グラフ上に縦線で示された平均値、最高・最低値の閾値、および脈拍数の平均および標準偏差の数値表示が行われている。

50

## 【0082】

本実施の形態1では、被験者の睡眠を妨げない測定が可能な心血管リスクに関連する生理情報として脈拍数を連続的に監視し、その生理情報が所望の変化を呈する時点、すなわち脈拍数が最大値付近、最低値付近または平均値付近であるときに血压測定を行い、測定結果得られた血压レベルと変動を表示部3を介して提供することによって、被験者の自己血压評価と管理ならびに医師による降圧療法の選択を容易にし、早期に最適な降圧管理・治療を実施できる。測定結果と選択される療法は例えば次のようである。

## 【0083】

まず、下段のヒストグラムは血压測定の起動情報として使用した脈拍数の分布、およびどのレベルに脈拍数が上昇/下降した時に血压測定を起動したか、つまり閾値情報を示している。この分布に対して閾値の幅が狭いと、その外にあるデータが多くなり、しょっちゅう血压測定を起動してしまったということであり、逆に広過ぎたらなかなか起動しなかった、つまりデータが不足したということが分かる。

10

## 【0084】

上段は、この起動動作によって実際に測定された血压値がリストになって表示されている。脈拍数の上昇/下降は、あくまで血压が上がって/下がっているであろうとの推測を与えるだけであるが、上段の血压値は実際にそれがどの程度まで上がった/下がったかを記録して提示している。医家は、この情報によって、例えば薬による降圧が充分/不十分であるとか、何時頃上がった/下がったかを知ることによって、病態を詳細に把握でき、また薬の量や種類などを最適に処方することが可能となる。

20

## 【0085】

(実施の形態2)

本実施の形態2では血压を除く連続生理情報の1種である血中の酸素飽和度の変化に基づき医学的に必要な血压の測定開始タイミングを得ている。

## 【0086】

血中酸素飽和度を血压測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、酸素飽和度の低下は睡眠時無呼吸等の呼吸停止もしくは低呼吸により生じる。無呼吸発作後の血压レベルは急上昇することから、その際の血压レベルを特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血压指標を得ようとするものである。

## 【0087】

(構成の説明)

図7に本実施の形態2に係る血压測定装置1Aのブロック構成が示される。血压測定装置1と血压測定装置1Aを比較して異なる点は、血压測定装置1の脈拍数記憶部12、脈拍数算出部14および比較判定部15に代替して酸素飽和度記憶部12A、酸素飽和度算出部14Aおよび比較判定部15Aを備える点にある。その他の各部は血压測定装置1のそれらと同じである。

30

## 【0088】

血中酸素飽和度は指カフ6で指先を挟み、発光素子65から指に波長の異なる2種類の光を当て、指を透過して受光素子66で受光できた光の量の変化が脈波検出部13で測定される脈波信号として検出されるので、この脈波信号に基づいて酸素飽和度算出部14Aは公知の手順に従い血中の酸素飽和度を算出する。算出された酸素飽和度は酸素飽和度記憶部12Aに逐次記憶され、測定終了時には実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて酸素飽和度記憶部12Aに記憶される。比較判定部15Aは現在測定される酸素飽和度と酸素飽和度記憶部12Aの最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血压測定の手順は実施の形態1と同様である。

40

## 【0089】

(実施の形態3)

本実施の形態3では血压を除く連続生理情報の1種である動脈弾性度の変化に基づき医学的に必要な血压の測定開始タイミングを得ている。

50

## 【0090】

動脈弾性度を血圧測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、高齢者の収縮期血圧（最高血圧）の上昇は脳卒中リスクに直結しており、そのレベルは動脈弾性に依存している。血管弾性が上昇した際の血圧レベルは急上昇することから、その際の血圧レベルを特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血圧指標を得ようとするものである。

## 【0091】

（構成の説明）

図8に本実施の形態3に係る血圧測定装置1Bのブロック構成が示される。血圧測定装置1と血圧測定装置1Bを比較して異なる点は、血圧測定装置1の脈拍数記憶部12、脈拍数算出部14および比較判定部15に代替して動脈弾性記憶部12B、動脈弾性算出部14Bおよび比較判定部15Bを備える点にある。その他の各部は血圧測定装置1のそれらと同じである。

10

## 【0092】

動脈弾性度は血管壁の弾性の程度を示すもので、心臓からの血液の送出波が血管壁で反射して得られる反射波の特徴量に基づいて検出できる。この反射波の特徴量は脈波検出部13から出力される脈波の波形に基づいて動脈弾性算出部14Bにより公知の手順で算出できる。算出された特徴量は動脈弾性度として動脈弾性記憶部12Bに逐次記憶され、測定終了時には実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて動脈弾性記憶部12Bに記憶される。比較判定部15Bは現在測定される動脈弾性度と動脈弾性記憶部12Bの最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血圧測定の手順は実施の形態1と同様である。

20

## 【0093】

（実施の形態4）

本実施の形態4では血圧を除く連続生理情報の1種である動脈弾性に関する計測のうち脈波伝播速度または動脈コンプライアンスの変化に基づき医学的に必要な血圧の測定開始タイミングを得ている。

## 【0094】

脈波伝播速度や動脈コンプライアンスを血圧測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、脈波伝播速度や動脈コンプライアンスは心血管イベントのリスクに関連していることが知られている。脈波伝播速度や動脈コンプライアンスのレベルが上昇した際の血圧レベルを特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血圧指標を得ようとするものである。

30

## 【0095】

（構成の説明）

図9に本実施の形態4に係る脈波伝播速度を用いた血圧測定装置1Cのブロック構成が示される。血圧測定装置1と血圧測定装置1Cを比較して異なる点は、血圧測定装置1の指カフ6は異なる測定部位に装着されて脈波信号を出力する第1および第2カフ61と62で代替されて、処理部10は血圧記憶部11、第1および第2カフ61と62から出力された脈波信号をそれぞれ入力して1拍毎の脈波を検出する脈波検出部131と132、脈波検出部131と132から出力される脈波を入力して両脈波の時間差を算出する脈波時間差算出部17、算出された時間差と異なる測定部位間の距離に基づき脈波伝播速度を算出する脈波伝播速度算出部18、算出された脈波伝播速度を逐次記憶するための脈波伝播速度記憶部19および比較判定部15Cを備える点にある。その他の各部は血圧測定装置1のそれらと同じである。脈波伝播速度を計測するには第1および第2カフ61と62をある程度距離をあけた測定部位に設置する必要があるため、第1および第2カフ61と62は上腕とその抹消の指に装着されたり、または上腕と下肢に装着されたりする。なお、第1および第2カフ61と62の装着部位を予め決めておけば、測定部位間の距離の個人毎のばらつきは大きくないので、測定部位間距離を一意に特定することができる。なお、測定部位間距離はキー入力して指定するようにしてもよい。

40

50

## 【0096】

脈波伝播速度が算出されて脈波伝播速度記憶部19への記憶が終了するとき、実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて脈波伝播速度記憶部19に記憶される。比較判定部15Cは現在測定される脈波伝播速度と脈波伝播速度記憶部19の最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血压測定の手順は実施の形態1と同様である。

## 【0097】

図10に本実施の形態4に係る血压測定装置1Dのブロック構成が示される。血压測定装置1と血压測定装置1Dを比較して異なる点は、血压測定装置1の脈拍数記憶部12、脈拍数算出部14および比較判定部15に代替して動脈コンプライアンス記憶部12D、動脈コンプライアンス算出部14Dおよび比較判定部15Dを備える点にある。その他の各部は血压測定装置1のそれらと同じである。

10

## 【0098】

動脈コンプライアンスは、指から連続的に記録した血压波形、すなわち指カフ6により検出される脈波信号に基づく脈波波形により算出することができる。この算出の手順は公知であるから説明は略す。動脈コンプライアンス算出部14Dにより算出された動脈コンプライアンスは動脈コンプライアンス記憶部12Dに逐次記憶され、測定終了時には実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて動脈コンプライアンス記憶部12Dに記憶される。比較判定部15Dは現在測定される動脈コンプライアンスと動脈コンプライアンス記憶部12Dの最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血压測定の手順は実施の形態1と同様である。

20

## 【0099】

(実施の形態5)

本実施の形態5では血压を除く連続生理情報の1種である呼吸周期の変化に基づき医学的に必要な血压の測定開始タイミングを得ている。

## 【0100】

呼吸周期を血压測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、呼吸周期は夜間は睡眠時無呼吸の指標となり、覚醒時は精神ストレス状態の影響を大きく受ける。呼吸周期のレベルが変動する際の血压レベルを特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血压指標を得ようとするものである。ここでは呼吸周期としているが、これに代替して呼吸数または呼吸頻度を用いてもよい。その意義は呼吸周期と同じである。

30

## 【0101】

(構成の説明)

図11に本実施の形態5に係る呼吸周期を用いた血压測定装置1Eのブロック構成が示される。血压測定装置1と血压測定装置1Eを比較して異なる点は、血压測定装置1の指カフ6は呼吸センサ21に代替されて、処理部10が血压記憶部11、被験者の呼吸を検出する呼吸検出部22、呼吸検出部22による呼吸の検出周期を算出する呼吸周期算出部23、算出された呼吸周期を記憶する呼吸周期記憶部24および比較判定部15Eを備える点にある。その他の各部は血压測定装置1のそれらと同じである。

40

## 【0102】

呼吸周期が算出されて呼吸周期記憶部24への記憶が終了するとき、実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて呼吸周期記憶部24に記憶される。比較判定部15Eは現在測定される呼吸周期と呼吸周期記憶部24の最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血压測定の手順は実施の形態1と同様である。

## 【0103】

(実施の形態6)

本実施の形態6では血压を除く連続生理情報の1種である血压波形の変化に基づき医学

50

的に必要な血圧の測定開始タイミングを得ている。

【0104】

血圧波形は、動脈内の圧または血流量による動脈変化に由来する物理量の計測信号の波形に相当する。血圧波形を血圧測定開始タイミングを計る指標とすることには次のような意義がある。つまり、血圧波形は末梢血管の収縮度および心機能に影響を受ける、多くの生体情報を有する。その波形解析から得られる指標（たとえばA I : augmentation index など）の変化時の血圧を特定して測定することで心血管リスクの予測につながる新規血圧指標を得ようとするものである。

【0105】

（構成の説明）

図12に本実施の形態6に係る血圧測定装置1Fのブロック構成が示される。血圧測定装置1と血圧測定装置1Fを比較して異なる点は、血圧測定装置1の脈拍数記憶部12、脈拍数算出部14および比較判定部15に代替して波形特徴記憶部12F、波形特徴算出部14Fおよび比較判定部15Fを備える点にある。その他の各部は血圧測定装置1のそれらと同じである。

【0106】

血圧波形、すなわち脈波検出部13で検出された脈波の波形のたとえばA Iなどの特徴量は、脈波検出部13から出力される脈波の波形に基づいて波形特徴算出部14Fにより公知の手順で算出できる。算出された特徴量は波形特徴記憶部12Fに逐次記憶され、測定終了時には実施の形態1と同様に相対的な最大値、平均値および最低値が算出されて波形特徴記憶部12Fに記憶される。比較判定部15Fは現在測定される波形特徴量と波形特徴記憶部12Fの最大値、平均値および最低値を比較照合して、その結果に基づき起動信号16を出力する。以降の血圧測定の手順は実施の形態1と同様である。

【0107】

上述の各実施の形態によれば、血圧を除いた種類の生理情報に基づき医学的に必要な時点だけに限定して血圧測定を行うことにより、測定が被験者の睡眠時に行われる場合であっても睡眠障害を最小限に留め、診断に必要な血圧情報を量や質を犠牲にすることなく収集できる。

【0108】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】(A)と(B)は実施の形態1に係る血圧測定装置のブロック構成と概観を示す図である。

【図2】指カフの構成例を示す図である。

【図3】脈波信号の波形例を示す図である。

【図4】実施の形態1に係る脈拍数記憶段階のフローチャートである。

【図5】実施の形態1に係る血圧測定段階のフローチャートである。

【図6】実施の形態1に係る測定結果の表示例を示す図である。

【図7】実施の形態2に係る血圧測定装置のブロック構成図である。

【図8】実施の形態3に係る血圧測定装置のブロック構成図である。

【図9】実施の形態4に係る血圧測定装置のブロック構成図である。

【図10】実施の形態4に係る他の血圧測定装置のブロック構成図である。

【図11】実施の形態5に係る血圧測定装置のブロック構成図である。

【図12】実施の形態6に係る血圧測定装置のブロック構成図である。

【符号の説明】

【0110】

10

20

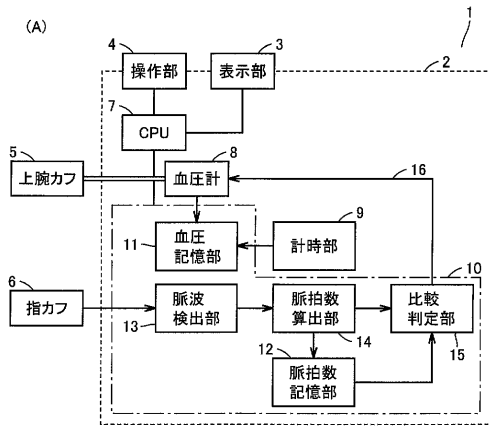
30

40

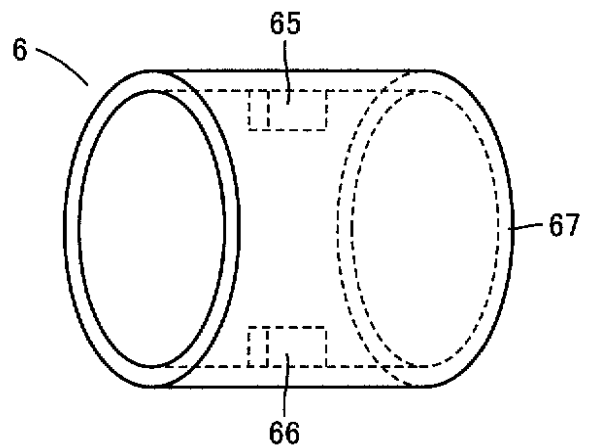
50

1, 1A, 1B, 1C, 1D, 1E, 1F 血压測定装置、3 表示部、4 操作部、5 上腕カフ、6 指カフ、7 CPU、8 血压計、10 処理部、11 血压記憶部、12 脈拍数記憶部、13 脈波検出部、14 脈拍数算出部、15, 15A, 15B, 15C, 15D, 15E, 15F 比較判定部、16 起動信号。

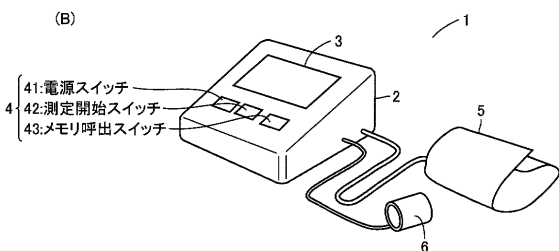
【図1】



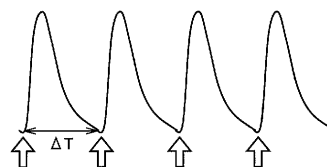
【図2】



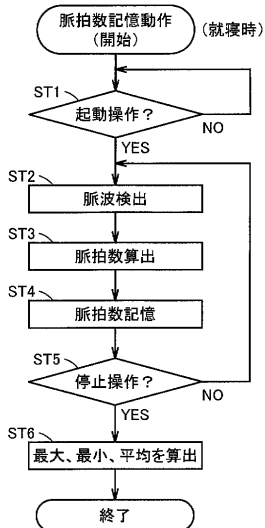
(B)



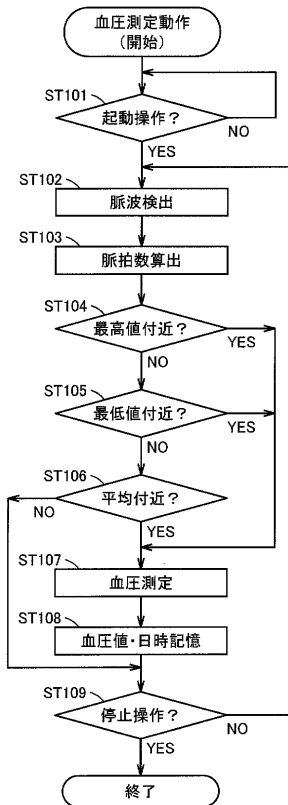
【図3】



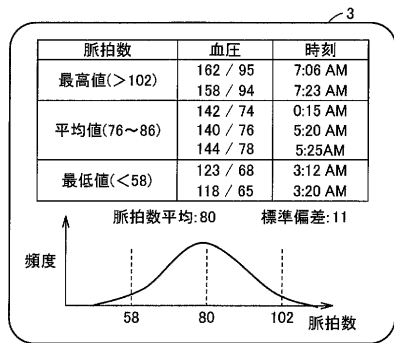
【 図 4 】



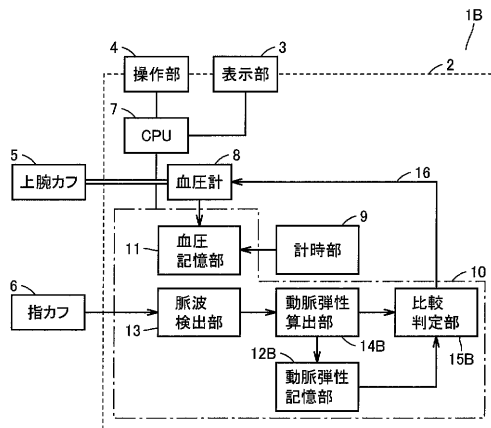
【 図 5 】



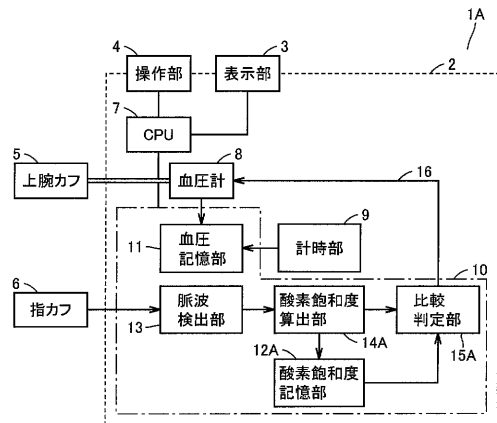
【 図 6 】



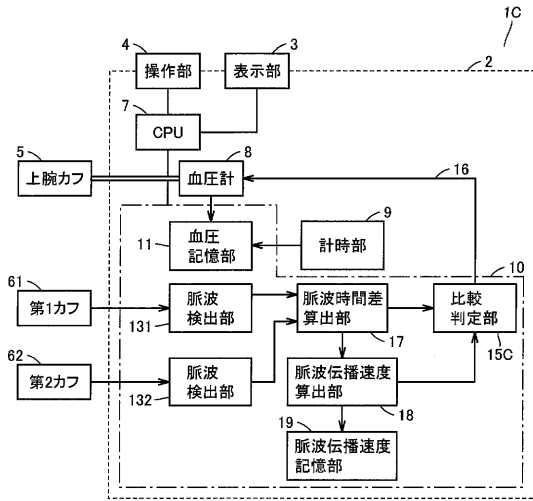
【 図 8 】



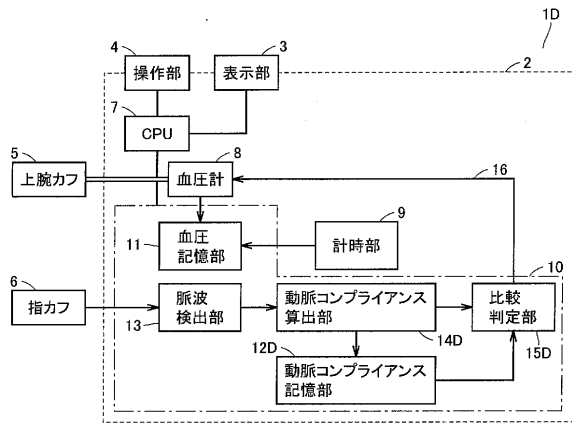
【 図 7 】



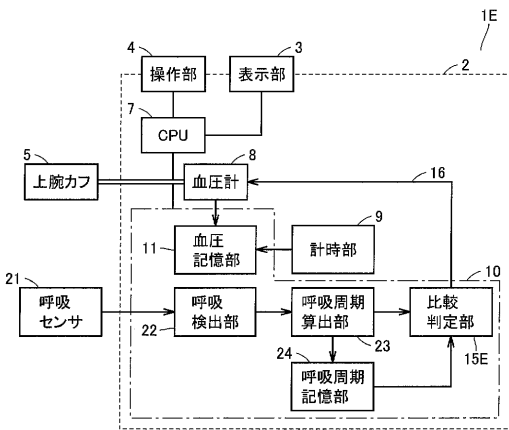
【 図 9 】



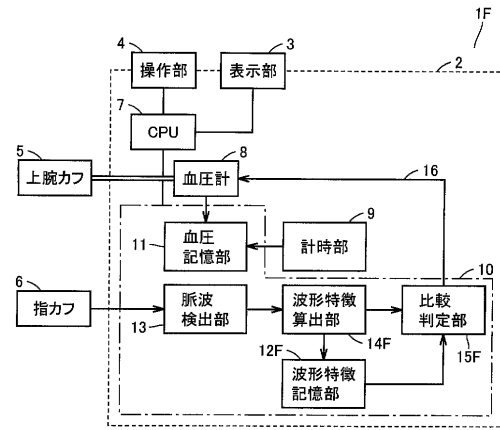
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



## フロントページの続き

(51) Int.Cl.<sup>7</sup> F I テーマコード(参考)  
A 6 1 B 5/14 3 1 0

(74)代理人 100098316

弁理士 野田 久登

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(72)発明者 苅 尾 七臣

栃木県河内郡南河内町緑 1 - 1

(72)発明者 白崎 修

京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA02 AA06 AA08 AA09 AA10 AA12 AA14 AB01 AB03 AC01

AC26 BC11 BD10 CC08 DD14 EE15

4C038 KK01 KL07

专利名称(译)	血压测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005237472A</a>	公开(公告)日	2005-09-08
申请号	JP2004048404	申请日	2004-02-24
[标]申请(专利权)人(译)	荻尾七臣 欧姆龙健康医疗事业株式会社		
申请(专利权)人(译)	▲荻▼尾 七臣 欧姆龙保健有限公司		
[标]发明人	荻尾七臣 白崎修		
发明人	▲荻▼尾 七臣 白崎 修		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/022 A61B5/024 A61B5/0245 A61B5/0285 A61B5/08 A61B5/145 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/022 A61B5/02422 A61B5/0285 A61B5/0816 A61B5/1455		
FI分类号	A61B5/02.E A61B5/00.102.A A61B5/02.332.A A61B5/02.310.A A61B5/02.320.A A61B5/14.310 A61B5/02.630.A A61B5/02.710.A A61B5/022.A A61B5/0245.A A61B5/14.320 A61B5/145 A61B5/1455		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA06 4C017/AA08 4C017/AA09 4C017/AA10 4C017/AA12 4C017/AA14 4C017/AB01 4C017/AB03 4C017/AC01 4C017/AC26 4C017/BC11 4C017/BD10 4C017/CC08 4C017/DD14 4C017/EE15 4C038/KK01 4C038/KL07 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD11 4C117/XD17 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE24 4C117/XE37 4C117/XE54		
代理人(译)	森田俊夫 堀井裕 酒井 将行		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：收集血压信息，同时将对用户的睡眠抑制降至最低，并确保必要的信息量和质量。血压测量装置（1）包括：用于测量血压的血压监视器（8）；用于连续地测量除血压以外的生理信息的脉搏率的指套（6）；脉搏波检测部（13）和脉搏率计算部（14）。并且，存储连续测量的脉搏频率的脉搏频率存储单元12以及基于存储在脉搏频率存储单元12中的过去的连续脉搏频率当前测量的脉搏对象。比较/确定单元（15），用于确定相对于唯一脉率变化范围的特定相对水平。比较判定部15在判定为当前测定的脉搏率与该特定的相对水平相对应时，输出用于指示血压计8开始血压测定的开始信号16。[选型图]图1

