(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3612615号
(P3612615)
(45)発行日　平成17年1月19日(2005.1.19)　(24)登録日　平成16年11月5日(2004.11.5)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B　5/022　A61B　5/02　337E

請求項の数 5　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平8-274329
(22)出願日　平成8年10月17日(1996.10.17)
(65)公開番号　特開平9-192107
(43)公開日　平成9年7月29日(1997.7.29)
審査請求日　平成13年12月27日(2001.12.27)
(31)優先権主張番号　特願平7-295262
(32)優先日　平成7年11月14日(1995.11.14)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

前置審査

(73)特許権者　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
(74)代理人　100074147
弁理士　本田　崇
(72)発明者　酒井　由夫
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　加地　俊史
東京都新宿区西落合１丁目３１番４号　日本光電工業株式会社内

審査官　荒巻　慎哉

最終頁に続く

(54)【発明の名称】非観血血圧計

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、
前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、
前記カフ内の圧力が第１の圧力となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、
前記カフ内の圧力が前記第１のカフ圧制御手段により前記第１の圧力とされている間、脈波を検出し、検出した脈波の安定性の度合いを検出する安定度検出手段と、
この安定度検出手段が検出した安定性の度合いに基づいて、所定の減圧動作を行うかを判断する判断手段と、
前記安定度検出手段が安定性の度合いを検出した後に前記カフ内の圧力を第２の圧力まで高め、前記判断手段が前記所定の減圧動作を行うと判断した場合に前記カフ内の圧力が前記所定の減圧動作がされるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、
前記カフ内の圧力が前記第２のカフ圧制御手段により前記所定の減圧動作がされている間その圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、
を具備することを特徴とする非観血血圧計。
【請求項２】
前記判断手段は、安定度検出手段が検出した脈波の安定性の度合いに応じて、複数種の所

定の減圧動作のうちの１つを決定し、
前記第２のカフ圧制御手段は、カフ内の圧力が前記判断手段が決定した種類の減圧動作となるように前記給気排気手段を制御すること
を特徴とする請求項１に記載の非観血血圧計。
【請求項３】
生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、
前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、
前記カフ内の圧力が第１の圧力となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、
前記カフ内の圧力が前記第１のカフ圧制御手段により前記第１の圧力とされている間、脈波を検出し、検出した脈波の安定性の度合いを検出する安定度検出手段と、
この安定度検出手段が検出した安定性の度合いに応じて、減圧動作を決定する判断手段と、
前記減圧動作が行われている際に脈波の安定性の度合いを解析し、その安定性の度合いに基づいて新たな減圧動作を決定する安定度解析手段と、
前記カフ内の圧力を第２の圧力まで高めた後に前記判断手段が決定した減圧動作となるように前記給気排気手段を制御し、以後、前記安定度解析手段が決定した減圧動作となるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、
前記カフ内の圧力が前記第２のカフ圧制御手段による減圧動作がされている間その圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、
を具備することを特徴とする非観血血圧計。
【請求項４】
生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、
前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、
前記カフ内の圧力が血圧測定を行うための初期目標値となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、
前記カフ内の圧力が前記初期目標値まで高められた後に、前記カフ内の圧力をステップ減圧または連続減圧によって減圧させる制御を行う手段であって、脈波を検出しながらその脈波の安定性の度合いが低いときにはゆっくりと減圧し、その安定性の度合いが高いときには速く減圧する減圧動作を決定していき、その減圧動作となるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、
前記減圧動作がされている間カフ圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、
を具備することを特徴とする非観血血圧計。
【請求項５】
前記減圧動作が、予め定められているステップ減圧または連続減圧であることを特徴とする請求項１乃至請求項３のいずれかに記載の非観血血圧計。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、耐振動の非観血血圧計に関する。
【０００２】
【従来の技術】
例えば救急車内において非観血血圧計により血圧測定を行うと、振動の影響により正確な測定を行うことができない。従来はこの振動の影響を考慮して振動によるノイズを十分に除去するものは無かった。
【０００３】
【発明が解決しようとする課題】

従来の非観血血圧計は振動によるノイズを血圧の脈波として検出してしまうので、正確な血圧測定を行うことが出来なかった。

【０００４】

本発明はこのような従来の欠点に鑑みなされたもので、その目的は、振動によるノイズの影響を受け難い非観血血圧計を提供することにある。

【０００５】

【課題を解決するための手段】

請求項１の発明では、生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、前記カフ内の圧力が第１の圧力となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力が前記第１のカフ圧制御手段により前記第１の圧力とされている間、脈波を検出し、検出した脈波の安定性の度合いを検出する安定度検出手段と、この安定度検出手段が検出した安定性の度合いに基づいて、所定の減圧動作を行うかを判断する判断手段と、前記安定度検出手段が安定性の度合いを検出した後に前記カフ内の圧力を第２の圧力まで高め、前記判断手段が前記所定の減圧動作を行うと判断した場合に前記カフ内の圧力が前記所定の減圧動作がされるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力が前記第２のカフ圧制御手段により前記所定の減圧動作がされている間その圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、を具備することを特徴とする。

【０００６】

請求項２の発明では、請求項１の発明において、前記判断手段は、安定度検出手段が検出した脈波の安定性の度合いに応じて、複数種の所定の減圧動作のうちの１つを決定し、前記第２のカフ圧制御手段は、カフ内の圧力が前記判断手段が決定した種類の減圧動作となるように前記給気排気手段を制御することを特徴とする。

【０００７】

請求項３の発明では、生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、前記カフ内の圧力が第１の圧力となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力が前記第１のカフ圧制御手段により前記第１の圧力とされている間、脈波を検出し、検出した脈波の安定性の度合いを検出する安定度検出手段と、この安定度検出手段が検出した安定性の度合いに応じて、減圧動作を決定する判断手段と、前記減圧動作が行われている際に脈波の安定性の度合いを解析し、その安定性の度合いに基づいて新たな減圧動作を決定する安定度解析手段と、前記カフ内の圧力を第２の圧力まで高めた後に前記判断手段が決定した減圧動作となるように前記給気排気手段を制御し、以後、前記安定度解析手段が決定した減圧動作となるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力が前記第２のカフ圧制御手段による減圧動作がされている間その圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、を具備することを特徴とする。

【０００８】

請求項４の発明では、生体に巻回されるカフを備え、このカフ内の圧力に基づいて血圧を測定する非観血血圧計において、前記カフに対し気体を供給、排出させる給気排気手段と、前記カフ内の圧力が血圧測定を行うための初期目標値となるように前記給気排気手段を制御する第１のカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力が前記初期目標値まで高められた後に、前記カフ内の圧力をステップ減圧または連続減圧によって減圧させる制御を行う手段であって、脈波を検出しながらその脈波の安定性の度合いが低いときにはゆっくりと減圧し、その安定性の度合いが高いときには速く減圧する減圧動作を決定していき、その減圧動作となるように前記給気排気手段を制御する第２のカフ圧制御手段と、前記減圧動作がされている間カフ圧力中の脈波を検出し、検出した脈波に基づいて血圧値を決定する血圧値決定手段と、を具備することを特徴とする。

請求項５の発明では、請求項１乃至請求項３のいずれかの発明であって、前記減圧動作が

、予め定められているステップ減圧または連続減圧であることを特徴とする。
【０００９】
【発明の実施の形態】
本発明の一実施の形態を説明する。図１は、本実施の形態の全体構成を示すブロック図である。本実施の形態の非観血血圧計は、血圧測定部１の他、動脈血酸素飽和度測定部２を有している。血圧測定部１は被検者の指先に巻回されるカフ３と、このカフ３に対し空気を供給、排出させる給気排気手段４と、カフ３内の圧力を検出する圧力センサ５と、この圧力センサ５が検出した圧力よりカフ圧を検出する直流増幅器６と、圧力センサ５が検出した圧力より圧脈波を検出する交流増幅器７と、直流増幅器６と交流増幅器７それぞれの出力をＡ／Ｄ変換するＡ／Ｄ変換器８と、給気排気手段４を制御すると共にＡ／Ｄ変換器８から与えられるデータを処理するＣＰＵ（中央処理装置）９と、このＣＰＵ９が処理した結果を表示するための表示器１０および表示制御回路１１と、から構成される。
【００１０】
給気排気手段４は、カフ３に空気を供給するポンプ１２と、このポンプ１２をＣＰＵ９の指示により制御するポンプ制御器１３と、ポンプ１２の吸引口と大気との間に設けられたエアフィルタ１４と、カフ３を大気に対して開閉する電磁弁１５と、この電磁弁１５とカフ３との間に設けられたエアフィルタ１６および抵抗器１７と、電磁弁１５をＣＰＵ９の指示により制御する電磁弁駆動器１８とから成っている。
【００１１】
動脈血酸素飽和度測定部２は、血圧測定部１と共用するＣＰＵ９と、Ａ／Ｄ変換器８と、表示器１０および表示制御回路１１の他、それぞれ異なる波長の光を発生する２つのＬＥＤ２１、ＬＥＤ２２と、これらを駆動するＬＥＤ駆動回路２３と、ＣＰＵ９の指示によりＬＥＤ駆動回路２３に流す電流を制御する電流制御回路２４と、ＬＥＤ２１、ＬＥＤ２２に対向配置されたフォトダイオード２５と、ＣＰＵ９の指示によりフォトダイオード２５の出力信号を処理しその結果をＡ／Ｄ変換器８に出力する信号処理回路２６と、から構成される。
【００１２】
本実施の形態は上記のように動脈血酸素飽和度測定部２を有するものであって、カフ３と、ＬＥＤ２１、ＬＥＤ２２と、フォトダイオード２５は、一体に保持されており、血圧と動脈血酸素飽和度の両方を測定するための複合センサ２８を構成しており、被検者の一本の指先に対してカフ３は巻回されると共にＬＥＤ２１、ＬＥＤ２２は発生した光をその指先に照射し、フォトダイオード２５はその透過光を受光するように配置されている。
【００１３】
ＣＰＵ９は、血圧測定モードと動脈血酸素飽和度測定モードの２つのモードそれぞれについての処理プログラムを実行するものであり、血圧測定モードのときの処理プログラムの流れを図２に示す。本実施の形態において、図２に示すステップ１０１が第１のカフ圧制御手段に相当し、同図ステップ１０２が安定度検出手段に相当し、同図ステップ１０５が判断手段に相当し、同図ステップ１０３、１０４、１０６、１０８、１１０、１１３が第２のカフ圧制御手段に相当し、同図ステップ１０７、１０９、１１１、１１４～１１６が血圧値決定手段に相当する。
【００１４】
次に本実施の形態の動作を図２のフローチャートを参照して説明する。まず、操作者は被検者の指先に複合センサ２８を装着し、図示せぬ電源スイッチをオンにする。これによりＣＰＵ９は血圧測定モードに設定され、給気排気手段４を制御してカフ圧を６０ｍｍＨｇにしてこの状態を６秒間維持させる（ステップ１０１）。すなわちＣＰＵ９は、電磁弁駆動器１８を駆動して電磁弁１５を閉とし、ポンプ制御器１３を制御してポンプ１２を駆動し、エアフィルタ１４を介して大気から取り入れた空気をカフ３に供給すると共に、圧力センサ５の出力を直流増幅器６およびＡ／Ｄ変換器８を介して受けとり、これによりカフ圧をモニタし、このカフ圧が６０ｍｍＨｇとなったところでポンプ制御器１３を制御してポンプ１２の動作を停止させる。

【００１５】
次にＣＰＵ９は、カフ圧が６０ｍｍＨｇのときの脈波の有無および安定性の解析を行う（ステップ１０２）。すなわちＣＰＵ９は、圧力センサ５、交流増幅器７およびＡ／Ｄ変換器８を介して得られる信号から６秒間分の圧脈波を検出し、これらの脈波から所定の基準を満たす脈波を選択し、これらから平均脈波波高値を求め、検出したすべての脈波から平均脈波波高値の±２０％の範囲に入るものを取り出し、これらの脈波のパルス間隔ＰＲの標準偏差ＰＲｓｄを求める。すなわちＰＲｓｄ＝｛Σ（ＰＲ－ＰＲａｖｅ）^{2}　（ｎ－１）｝$^{1/2}$　を計算して求める。ここでＰＲａｖｅは検出したすべての脈波の平均パルス間隔、ｎは計算に使用したすべての脈波の数である。さらにＣＰＵ９は、平均パルス間隔ＰＲａｖｅに対して正規化した標準偏差ＰＲｓｄ％を求める。すなわちＰＲｓｄ％＝ＰＲｓｄ／ＰＲａｖｅ＊１００を計算して求める。ＣＰＵ９は、求めたＰＲｓｄ％に基づいてステップ減圧の種類すなわちステップ減圧ステージを決定しそのステージ番号をメモリ中のステージ種類エリアに記憶する。この決定は、求めたＰＲｓｄ％が図３に示すステージ分類のいずれに該当するかによって行う。またＣＰＵ９は本装置の電源スイッチがオンにされると、一方で、電流制御回路２４を制御してＬＥＤ２１、２２も点滅させ、このうち一方のＬＥＤ２１の光の透過光の変化をフォトダイオード２５、信号処理回路２６により得ており、この光により検出される上記６秒間分の脈波から基準パルスレートを求め記憶する。ここでＣＰＵ９は、まず、この光脈波のパルスレートのクラス分けを行い、次に各クラスの度数分布を求め、最も度数の高いクラスの脈波のパルスレートを基準パルスレートとしてメモリ中の基準パルスレートエリアに記憶する。

【００１６】
次にＣＰＵ９は、給気排気手段４を制御してカフ圧を本来の血圧測定を行うための初期目標値まで高める（ステップ１０３）。すなわちＣＰＵ９は、ポンプ制御器１３を制御してポンプ１２を駆動し、エアフィルタ１４を介して大気から取り入れた空気をカフ３に供給すると共に、圧力センサ５の出力を直流増幅器６およびＡ／Ｄ変換器８を介して受けとり、これによりカフ圧をモニタし、このカフ圧が初期目標値となったところでポンプ制御器１３を制御してポンプ１２の動作を停止させる。

【００１７】
次にＣＰＵ９は、測定終了かを判断する（ステップ１０４）。ここでＣＰＵ９は、脈波波高値がその設定値以下となったとき、あるいはカフ圧がその設定値以下となったときに測定終了時点が来たと判断する。

【００１８】
ステップ１０４においてＣＰＵ９は、測定終了ではないと判断すると、安定性ステージはいずれであるかを判断する（ステップ１０５）。すなわちＣＰＵ９は上記ステージ種類エリアに書き込まれている番号のステージを選択する。ここでＣＰＵ９は、ステージ１を選択すると、次の脈波が現れたときに１ステップの減圧を行うように減圧時期を設定する（ステップ１０６）。次にＣＰＵ９は、脈波の安定性の解析（ｉ）を行う（ステップ１０７）。ここでＣＰＵ９は、交流増幅器７から得られる脈波をモニタし、脈波が基準パルスレートの±２０％の範囲よりも外れると判断すると上記ステージ種類エリアの内容をステージ番号２に書き換える。

【００１９】
またＣＰＵ９はステップ１０５でステージ２を選択すると、現時点から基準パルスレート×３秒後に１ステップの減圧を行うように減圧時期を設定する（ステップ１０８）。次にＣＰＵ９は、脈波の安定性の解析（ｉｉ）を行う（ステップ１０９）。ここでＣＰＵ９は、交流増幅器７によって検出される脈波をモニタし、その脈波の間隔と基準パルスレートとの差の度合いと、検出された脈波の振幅のばらつきの度合いがそれぞれの設定範囲の最大値を越えると判断すると、上記ステージ種類エリアの内容をステージ番号３に書き換え、それらの度合いがそれぞれの設定範囲の最低値以下であると判断すると、上記ステージ種類エリアの内容をステージ番号１に書き換えると共に、上記基準パルスレートエリアの内容をこのときの脈波のパルスレートに書き換える。

【００２０】
またＣＰＵ９はステップ１０５でステージ３を選択すると、現時点から６秒後に１ステップの減圧を行うように減圧時期を設定する（ステップ１１０）。次にＣＰＵ９は、脈波の安定性の解析（ｉｉｉ）を行う（ステップ１１１）。ここでＣＰＵ９は、交流増幅器７によって検出される脈波をモニタし、ステップ１０２と同様にしてＰＲｓｄ％を求め、このＰＲｓｄ％に基づいてステップ減圧ステージを決定し上記ステージ種類エリアの内容をそのステージ番号に書き換える。この際ＣＰＵ９は、ステージ番号を２に書き換えるときは、ステップ１０２と同様にして基準パルスレートを決定し、上記基準パルスレートエリアの内容をこの基準パルスレートに書き換える。ＣＰＵ９は、脈波の安定性の解析（ｉ）～（ｉｉｉ）（ステップ１０７、１０９、１１１）のいずれかが終わると、設定された時期に１ステップ減圧を行う（ステップ１１３）。すなわちＣＰＵ９はここで電磁弁制御器１８を制御して電磁弁１５を開とし、カフ圧が所定量減じられたところで電磁弁１５を閉とする。ＣＰＵ９はこの処理を終了すると、ステップ１０４に戻る。

【００２１】
またＣＰＵ９はステップ１０２でステージ４を選択すると、測定不能と判断し、その旨を表示器１０に表示させ（ステップ１１２）、この血圧測定処理を終了する。

【００２２】
ＣＰＵ９は、ステップ１０４において、脈波の測定が終了したものと判断すると、次に、検出した脈波の波高並び列の解析を行う（ステップ１１４）。すなわちＣＰＵ９は、検出した脈波からノイズを除去し１ステップ圧につき１脈波を決定し、各波高値を求める。ここでステージ１のときは基準パルスレートの±２０％以内に現れる１脈波の波高値を求め、それ以外はノイズとして除去し、ステージ２のときは現れた複数の脈波の波高値の平均値をとり、ステージ３のときは現れた複数の脈波のうちその波高値が所定範囲より大きいか小さいものは除去し、その所定範囲内にあるものの波高値の平均をとる。

【００２３】
次にＣＰＵ９は、ステップ１１４で求めた脈波の波高並び列を参照して最高血圧（ＳＹＳ）を求め（ステップ１１５）、次にステップ１１４で求めた脈波の波高並び列を参照して最低血圧（ＤＩＡ）を求める（ステップ１１６）。尚、これらの血圧値は表示器１０により表示される。またこの血圧測定処理が終了するとＣＰＵ９は動脈血酸素飽和度測定モードとなってその処理を行うのであるが、本実施の形態では血圧測定処理が主なテーマであるのでその説明は省略する。

【００２４】
図４に本実施の形態の装置を用いて行った測定の結果の一例を示す。この例は、ステージ１のステップ減圧が行われた例である。

【００２５】
本実施の形態では、本来の血圧測定用として検出される脈波の安定性の度合いを、測定途中で解析し、その結果に応じてステップ減圧のステージを変更するようにしたので、すなわち脈波のばらつきが大きくなったときは減圧の１ステップ期間を長くして脈波のデータを多く取り入れ、脈波のばらつきが小さくなったときはその１ステップ期間を短くして脈波のデータを少なく取り入れたので、極めて正確な測定を短時間で行うことができる。

【００２６】
尚、本実施の形態では、図２のステップ１０２の処理中、脈波の基準パルスレートを検出する際、動脈血酸素飽和度測定部２を駆動して、被検者の指先に照射する２つの波長の光のうち、いずれかの透過光に応じた電気信号から検出した。これはカフ内の圧力の脈波を用いて検出してもよいが、光の脈波を用いた方が振動の影響を受けにくいので正確な測定結果が得られる。

【００２７】
また、本実施の形態では、カフ圧の減圧方法をステップ減圧としたが、これを連続減圧としても良い。すなわち、図２に示したステップ１０６、１０８、１１０ではそれぞれステージ番号に対応する１ステップ期間の長さを設定したが、これらのステップの代わりに、

それぞれステージ番号に対応する減圧速度（例えばステージ番号が大きい程遅い速度）と前記ステップの１ステップ期間の長さに相当する経過時間とを設定するステップとする。また、図２のステップ１１３ではそれら設定された期間の経過毎に１ステップ減圧を行ったが、このステップ１１３の代わりに、上記設定された減圧速度に応じた連続減圧を開始（開始後の場合は減圧は続行するのであるがその速度を上記１ステップ期間の長さに相当する経過時間に変更）するステップとする。更に、図２のステップ１１４では、１ステップ圧につき１脈波を決定したが、このステップ１１４の代わりに、基準パルスレートを中心とする所定範囲に現れる脈波の波高値の平均値を求めるステップとする。このようにすれば、脈波のばらつきが大きいときはゆっくりとした連続的減圧が行われて多くの脈波が測定され、脈波のばらつきが小さいときは急速な連続的減圧が行われて少ない脈波が測定される。このようにしても上述の実施の形態と同様の正確な測定結果が得られる。

【００２８】

【発明の効果】

請求項１の発明によれば、血圧測定の前に、検出した脈波の安定性の度合いを求め、その度合いがあるレベル以上であるときに、所定の減圧動作を行って血圧測定を行うようにすることができるので、その測定結果は正確であり、振動する車中の測定であっても信頼性の高い結果が得られる。

【００２９】

請求項２の発明によれば、請求項１の発明の効果を有する他、血圧測定の前に、検出した脈波の安定性の度合いを求め、血圧測定のときはその度合いに応じた種類の所定の減圧が行なわれるので、すなわち脈波のばらつきが大きいときは減圧の計測期間を長くして脈波のデータを多く取り入れ、脈波のばらつきが小さいときはその計測期間を短くして脈波のデータを少なく取り入れることができるので、極めて正確な測定を短時間で行うことができる。

【００３０】

請求項３の発明によれば、血圧測定の前に、検出した脈波の安定性の度合いを求め、血圧測定の最初はその度合いに応じた種類の所定の減圧を行い、血圧測定中にも、脈波の安定性の度合いを求め、所定の減圧動作の種類をその度合いに応じた種類に変更するので、より正確な測定を短時間で行うことができる。

【００３１】

請求項４の発明によれば、脈波の安定性の度合いに応じてカフ圧の減圧動作を制御するので正確な血圧測定を短時間で行うことができる。

請求項５の発明によれば、予め定められている減圧を行うので、その減圧制御が容易である。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施の形態の装置の全体構成を示すブロック図。

【図２】図１に示した装置の動作を説明するための図。

【図３】ステップ減圧ステージの分類を示す図。

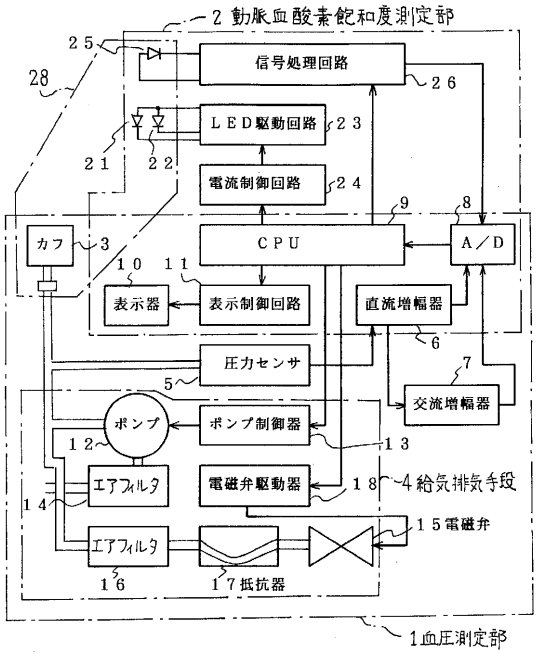
【図４】図１に示した装置による測定結果の一例を示す図。

【符号の説明】

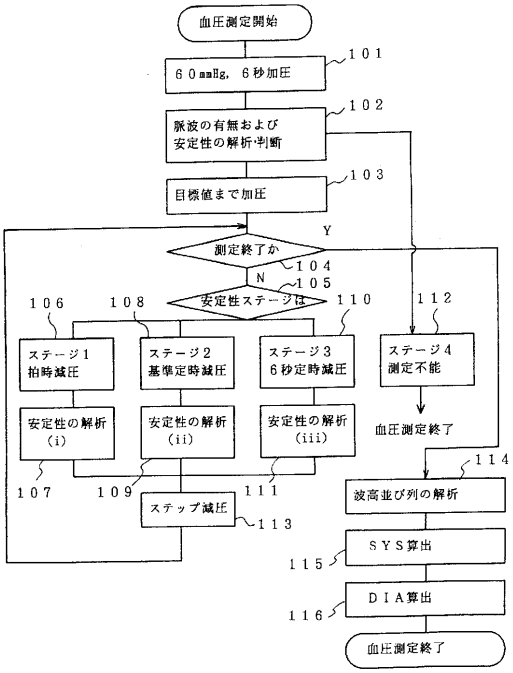
１　血圧測定部
２　動脈血酸素飽和度測定部
３　カフ
４　吸気排気手段
５　圧力センサ
６　直流増幅器
７　交流増幅器
８　Ａ／Ｄ変換器
９　ＣＰＵ
１０　表示器

１１　表示制御回路

【図１】



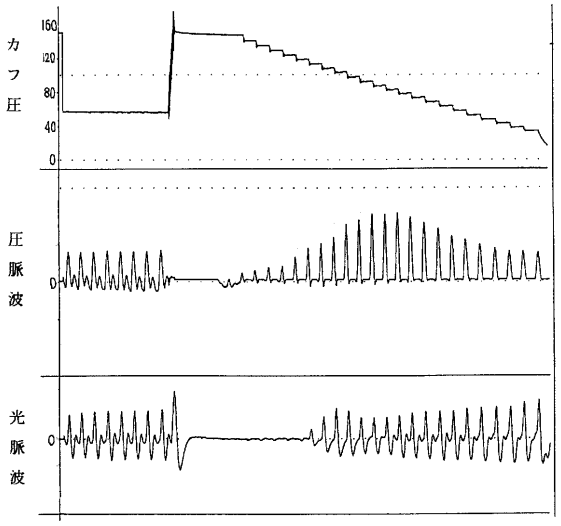
【図２】



【図３】

ステージ分類	条　件
ステージ１	ＰＲｓｄ％＜４０％
ステージ２	４０％≦ＰＲｓｄ％＜８０％
ステージ３	８０％≦ＰＲｓｄ％
ステージ４	検出した脈波の個数≦３

【図４】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平０５－２００００５（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－２５０１３３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６３－２６７３３７（ＪＰ，Ａ）
特開平０３－１４３４２４（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－０８４２２１（ＪＰ，Ａ）
特開昭５８－１８８４２８（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 5/02-5/03