

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
A 6 1 B	5/0205	A 6 1 B 5/02
	5/0245	D
	5/022	3 1 0 P
		3 3 3 A

審査請求 未請求 請求項の数1 OL (全5頁)

(21)出願番号 特願平9-315014
 (22)出願日 平成9年(1997)11月17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 落合 亮一
 東京都大田区田園調布1-64-12
 (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
 (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
 (74)代理人 弁理士 本田 崇

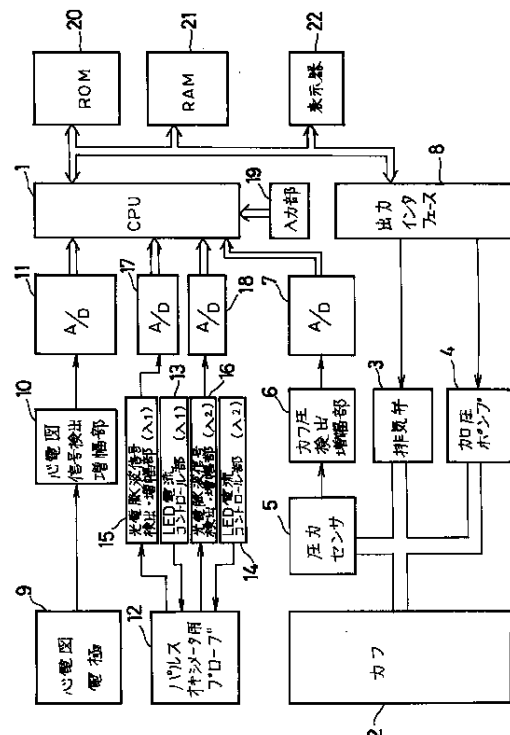
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血圧測定装置

(57)【要約】

【課題】 患者の現在の血圧にかかわらず常に最適な圧力で加圧する。

【解決手段】 心電図電極9等は生体の大動脈の脈波上の時間間隔検出基準点としてR波を検出し、パルスオキシメータ用プローブ12等は大動脈の脈波より遅れて現れる末梢血管側の脈波を検出する。CPU1はR波から末梢血管側の脈波までの脈波伝播時間を算出し、脈波伝播時間に基づいて収縮期圧を算出し、収縮期圧と所定圧を加算してカフ2の加圧圧力を算出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 カフを加圧して血圧を測定する血圧測定装置において、

生体の大動脈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、

前記大動脈の脈波より遅れて現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の各検出出力に基づいて脈波伝播時間を検出する脈波伝播時間検出手段と、

前記脈波伝播時間検出手段により検出された脈波伝播時間に基づいて収縮期圧を算出する収縮期圧算出手段と、前記収縮期圧算出手段により算出された収縮期圧と所定圧を加算して前記カフの加圧圧力を算出する手段と、を有する血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、カフを用いて血圧を測定する血圧測定装置に関し、特に血圧の他に心電図、脈波などの生体情報を同時に監視するモニタリング装置に好適な血圧測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、この種の血圧測定装置では、腕等に巻回されたカフに対して前回測定時の収縮期圧（最高血圧値）より例えば50mmHg程度の一定圧分多い加圧空気を加圧ポンプから供給することにより腕などを阻血し、次いでこの加圧空気を排気弁から微速排気してカフ内の圧力を減圧し、この排気中にカフ内の圧力を圧力センサにより測定すると共にこの圧力に基づいて脈波成分を描出し、この脈波成分から脈波振幅値を算出してこの脈波振幅値とカフ圧に基づいて血圧を算出するように構成されている。また、脈波成分の代わりに排気中に圧力とコロトコフ音を同時に測定してその出現時の測定圧力を最高血圧値として決定し、その消失時の測定圧力を最小血圧値として決定するものも知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、収縮期圧（最高血圧値）をはじめとした患者の血圧は常に一定ではなく絶えず上下している。しかしながら、上記従来の血圧測定装置では、前回測定時の収縮期圧に対して一定圧を加算した加圧空気を供給して阻血するので、患者の血圧が前回測定時より著しく上昇している場合には前回の収縮期圧に対して加圧が不十分となり、測定が行えなくなる。そのため装置は再度測定を開始し加圧を始めるため、患者に対して苦痛を与えるという問題点がある。更に再測定動作となることにより血圧値を即座に知ることができないので正常な患者監視を行うことができない。また、患者の血圧が平常時より低下している場合には、必要以上の加圧を行うのでやはり患者に対して苦痛を与えるという問題点がある。

【0004】本発明は上記従来の問題点に鑑み、患者の現在の血圧にかかわらず常に最適な圧力で加圧することができる血圧測定装置を提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】請求項1記載の発明は上記問題点を解決するために、カフを加圧して血圧を測定する血圧測定装置において、生体の大動脈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、前記大動脈の脈波より遅れて現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の各検出出力に基づいて脈波伝播時間を検出する脈波伝播時間検出手段と、前記脈波伝播時間検出手段により検出された脈波伝播時間に基づいて収縮期圧を算出する収縮期圧算出手段と、前記収縮期圧算出手段により算出された収縮期圧と所定圧を加算して前記カフの加圧圧力を算出する手段とを有することを特徴とする。

【0006】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。図1は本発明に係る脈波伝播時間測定装置の一実施形態を示すブロック図、図2は図1の脈波伝播時間測定装置の主要測定信号を示す波形図、図3は図1のCPUの血圧測定時の動作を説明するためのフローチャートである。

【0007】図1において、カフ2は血圧を測定するために被験者の上腕や指に装着され、この装着状態で被験者の上腕や指を阻血するまで加圧ポンプ4により加圧され、次いで排気弁3を介して減圧される。圧力センサ5はカフ2内の圧力を含む信号を検出し、カフ圧力検出増幅部6は圧力センサ5により検出された信号から圧力信号を検出して増幅する。この圧力信号はA/D変換器7によりデジタル信号に変換され、このデジタル圧力信号はCPU1に取り込まれる。加圧ポンプ4と排気弁3はCPU1により出力インタフェース8を介して制御される。

【0008】心電図電極1は被験者の胸部等に装着されて心電図信号を含む信号を検出し、心電図信号検出増幅部10は心電図電極1により検出された信号から心電図信号を検出して増幅する。この心電図信号はA/D変換器11によりデジタル信号に変換され、このデジタル心電図信号はCPU1に取り込まれる。ここで、アナログ心電図信号は図2(a)に示すようにR波のトップ値を有し、また、大動脈圧は図2(b)に示すようにこのR波のトップ値でボトム値となり、ボトム値からやや遅れて比較的急峻に立ち上がり、ついで比較的緩やかに立ち下がる。

【0009】図1に戻り、パルスオキシメータ用プローブ12は血液中に溶け込んでいる酸素濃度を測定するために指などに装着され、図示省略されているが血液中のヘモグロビンに影響する波長λ1の光を出力するLED

1と、この波長 λ_1 の光を検出するようにLED1に対向して設けられるフォトトランジスタと、ヘモグロビンに影響しない波長 λ_2 の光を出力するLED2と、この波長 λ_2 の光を検出するようにLED2に対向して設けられるフォトトランジスタにより構成されている。そして、このLEDとフォトトランジスタの各ペアが被験者の測定部位の大きさに応じて対向するように装着される。

【0010】LEDコントロール部13は波長 λ_1 のLED1に印加される電流を制御し、また、LEDコントロール部14は波長 λ_2 のLED2に印加される電流を制御する。光電脈波信号検出増幅部15は波長 λ_1 のフォトトランジスタの出力信号から脈波信号を検出して増幅し、また、光電脈波信号検出増幅部16は波長 λ_2 のフォトトランジスタの出力信号から脈波信号を検出して増幅する。この光電脈波信号検出増幅部15、16の各出力信号はそれぞれA/D変換器17、18によりデジタル信号に変換され、この各デジタル脈波信号はCPU1に取り込まれる。

【0011】ここで、指や耳などの末梢血管側のアナログ脈波信号は、図2(c)に示すようにそのボトム値が図2(b)に示す大動脈圧のボトム値からやや遅れて表れ、この遅れ時間が脈波伝播時間と呼ばれている。この場合、図2(a)に示す心電図波形のR波を基準とすると、脈波伝播時間はR波のトップ値が出現した後、末梢血管側の脈波のボトム値が出現するまでの時間となる。

【0012】脈波伝播時間を用いて血圧を測定する場合には、予めカフなどの他の方法を用いて血圧を測定し、この測定結果を参照して校正する必要がある。この校正を行った後、例えば血圧が上がると脈波伝播時間が短くなるので、このときの脈波伝播時間と校正時の脈波伝播時間の時間差で補正することにより血圧値を得ることができる。血圧値Pは次式により求めることができる。

$$P = \alpha T + \beta$$

但し、Tは脈波伝播時間、 α 、 β は被験者固有のパラメータ

パラメータ α 、 β は脈波伝播時間Tの校正時に求めることができ、この校正時には例えば安静時と運動負荷時のそれぞれにおいて血圧Pと脈波伝播時間Tを測定する。

【0013】ここで、安静時の血圧Pと脈波伝播時間TをそれぞれP1、T1とし、運動負荷時の血圧Pと脈波伝播時間TをそれぞれP2、T2とすると、血圧P1、P2は

$$P1 = \alpha T1 + \beta \quad \dots (1)$$

$$P2 = \alpha T2 + \beta \quad \dots (2)$$

となるので、これらP1、T1、P2、T2を測定することにより、パラメータ α 、 β を求めることができる。したがって、このパラメータ α 、 β を予め被験者毎に求めることにより、脈波伝播時間Tを測定すれば血圧Pを求めることができる。なお、パラメータ α 、 β を求める

場合、安静時と運動負荷時でなくてもよく、2つの異なる血圧値が現われる時でよい。

【0014】入力部19は上記の脈波伝播時間の構成指示や、その校正時に使用される校正用血圧値P1、P2等を入力するために用いられる。ROM20には予めCPU1のプログラムが格納され、RAM21はCPU1の作業エリアとして用いられる。CPU1はA/D変換器7、11、17、18及び入力部19からの入力信号に基づいて処理プログラムを実行し、その処理結果を表示器22や出力インタフェース8に出力する。すなわち、CPU1は血圧測定時には図3に詳しく示すように、一定時間毎や入力部19の血圧測定キーの操作時に加圧ポンプ4と排気弁3を制御して心電図電極9と、パルスオキシメータ用プローブ12と圧力センサ5の3つの系統からの信号を取り込むことにより血圧値を測定して表示器22に表示させる。また、心拍測定時には心電図電極9の系統からの信号を取り込むことにより心拍数を算出して心電図波形と共に表示器22に表示させたり、脈波測定時にはパルスオキシメータ用プローブ12の系統からの信号を取り込むことにより酸素飽和度を算出すると共に脈波を測定してそれぞれ表示器22に表示させる。

【0015】次に図3を参照してCPU1の血圧測定時の動作を説明する。まず、血圧測定時間か、血圧測定キーが操作されたかを判断することにより非観血血圧(NIBP: Non Invasive Blood Pressure)の測定開始時期か否かを判断し(ステップS1)、開始になるとステップS2以下に進む。ステップS2以下では、まず、心電図電極9の系統からの信号を取り込んで図2(a)に示すようなR波を検出し、次いでパルスオキシメータ用プローブ12の系統からの信号を取り込んで図2(c)に示すような脈波信号を検出することにより、R波から脈波信号のボトム値までの脈波伝播時間T1を算出する(ステップS2)。

【0016】次いで、以下の式

$$BP1 = \alpha \times T1 + \beta$$

によりNIBP計算値BP1を算出し(ステップS3)、次いで以下の式

$$BP2 = BP1 + 50 \text{ [mmHg]}$$

加圧圧力BP2を算出する(ステップS4)。次いでこの加圧圧力BP2の空気を加圧ポンプ4からカフ2内に供給することにより腕などを阻血し、次いでこの加圧空気を排気弁3から微速排気してカフ2内の圧力を減圧し、この排気中にカフ2内の圧力を圧力センサ5により測定すると共にこの圧力に基づいて脈波成分を描出し、次いでこの脈波成分から脈波振幅値を算出してこの脈波振幅値とカフ圧に基づいて非観血血圧(NIBP)を算出する(ステップS5)。次いでこの血圧の表示処理を実行し(ステップS6)、この血圧測定処理を終了する。

【0017】

【発明の効果】以上説明したように請求項1記載の発明によれば、非観血で脈波伝播時間を検出し、この脈波伝播時間に基づいて収縮期圧を算出し、この収縮期圧と所定圧を加算してカフの加圧圧力を算出するようにしたので、患者の現在の血圧にかかわらず常に最適な圧力で加圧することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る脈波伝播時間測定装置の一実施形態を示すブロック図である。

【図2】図1の脈波伝播時間測定装置の主要測定信号を示す波形図である。

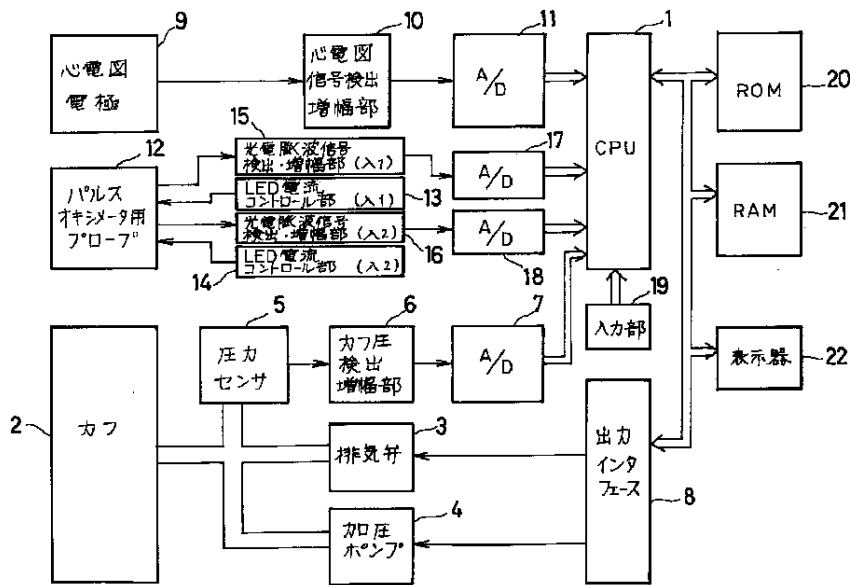
【図3】図1のCPUの血圧測定時の動作を説明するた

めのフローチャートである。

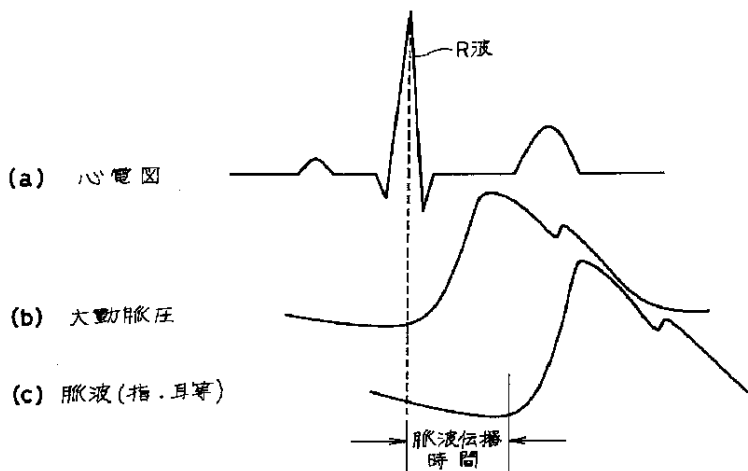
【符号の説明】

- 1 CPU
- 2 カフ
- 3 排気弁
- 4 加圧ポンプ
- 5 圧力センサ
- 8 出力インターフェース
- 9 心電図電極
- 10 心電図信号検出増幅部
- 11 A/D
- 12 パルスオキシメータ用プローブ
- 15, 16 光電脈波信号検出増幅部
- 19 入力部

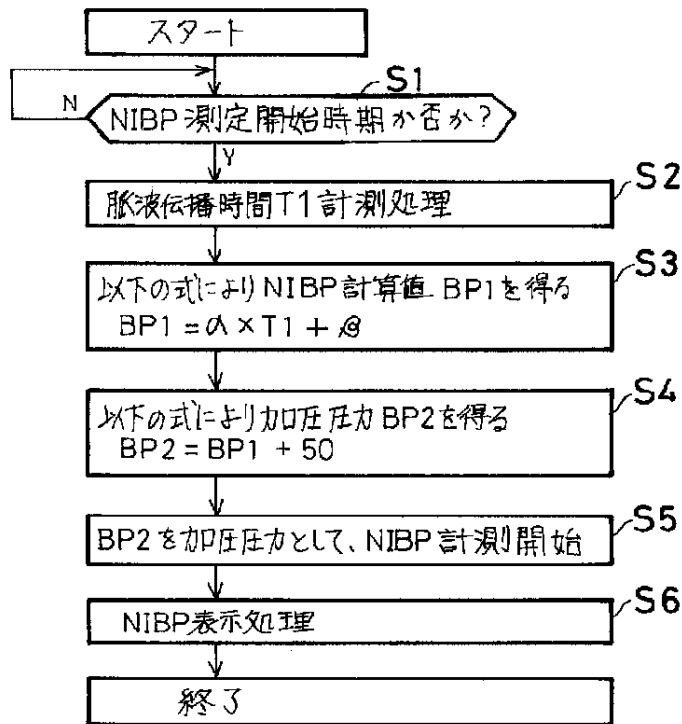
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 理恵
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