

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	F I
A 6 1 B 5/026		A 6 1 B 5/02 3 4 0 Z
5/00	1 0 2	5/00 1 0 2 A
5/0245		5/02 3 1 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平9-308486

(22)出願日 平成9年(1997)11月11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 巖 康秀

東京都江東区豊洲4丁目10番5号807

(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

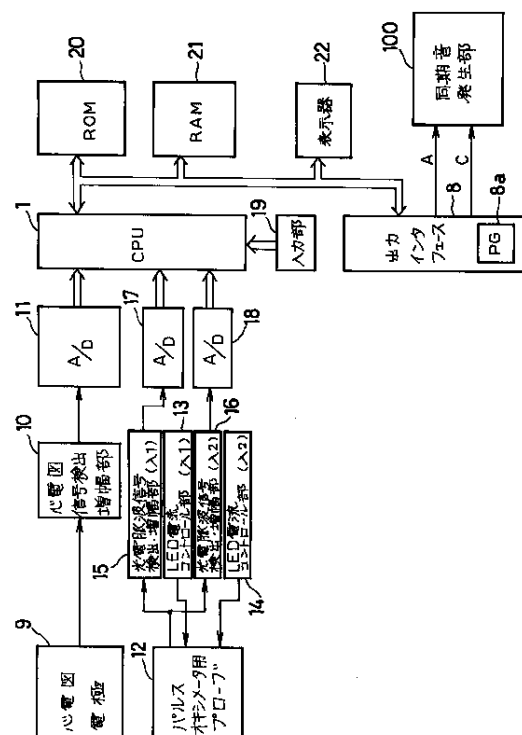
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 脈波伝播時間測定装置

(57)【要約】

【課題】 非観血的、且つ音で患者の血圧と交感神経をはじめとする自律神経の活動を含む患者の循環状態を報知する。

【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て脈波伝播時間に応じた可聴周波数を決定し、出力インタフェース8と同期音発生部100はこの可聴周波数の信号をR波検出毎に、R波検出時から所定時間発生する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 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応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段と、を有する脈波伝播時間測定装置。

【請求項2】 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最初に検出された脈波伝播時間と今回検出された脈波伝播時間の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段と、を有する脈波伝播時間測定装置。

【請求項3】 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開始の操作時に検出された脈波伝播時間と今回検出された脈波伝播時間の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段と、を有する脈波伝播時間測定装置。

【請求項4】 前記信号発生手段は、可聴周波数の信号を前記時間間隔検出基準点が検出される毎にその検出時から所定時間発生することを特徴とする請求項1ないし3のいずれか1つに記載の脈波伝播時間測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、手術室、集中治療室、病棟などにおいて患者の脈波伝播時間を測定する脈波伝播時間測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】一般に、手術中などにおいては、医師は患者の状態を常に監視する必要があり、この目的のために患者の心拍、血圧等の状態を表示する患者モニタが使用されている。しかしながら、患者の状態を表示する患者モニタを医師が常に注視できるとは限らないので、心臓の拍動の状態を心拍のタイミングに合わせてビート音として報知するものも知られている。また、心拍のタイ

ミングのみから患者の状態を監視しても限界があり、血圧を含めて総合的に監視する必要があるため、他の従来例として、例えば特公昭57-52056号公報に示すように血圧を常時測定するために患者の血管内に穿刺して血圧を観血的に測定し、測定血圧に応じてトーン周波数を変化させて音で報知する方法が知られている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、患者の状態を心拍のタイミングのみから、監視することは限界があり、血圧等を含めてより総合的に連続的に監視する必要がある。さらにそれらを非観血的に行うことが望まれるのはもちろんである。例えば手術等で重篤な患者に対して観血的に血圧測定を行う場合、患者の血管内に穿刺する処置が必要となるが、覚醒時に穿刺することは患者に苦痛を与えることになるので、患者に全身麻酔を施した後にそれらを行う場合がある。ところが全身麻酔の導入直後は患者が非常に不安定な状態になる。またその時期には通常医師はたくさんの仕事を迅速に行わなければならない。そこで非観血的な測定によりモニターを注視しなくても確実に患者の状態を監視できることが望まれる。

【0004】本発明は上記従来の問題点に鑑み、非観血的、且つ音で患者の血圧と交感神経をはじめとする自律神経の活動を含む患者の循環状態を報知することができる脈波伝播時間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、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応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段とを有することを特徴とする。

【0006】請求項2記載の発明は上記問題点を解決するために、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最初に検出された脈波伝播時間と今回検出された脈波伝播時間の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段とを有することを特徴とする。

【0007】請求項3記載の発明は上記問題点を解決するために、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開始操作時に検出された脈波伝播時間と今回検出された脈波伝播時間の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生する信号発生手段とを有することを特徴とする。また、可聴周波数の信号を前記時間間隔検出基準点検出される毎のその検出時から所定時間発生することを特徴とする。

【0008】

【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ROMに格納されている脈波伝播時間-ビート音周波数テーブルを示す説明図、図4は図1の同期音発生部を詳細に示す回路図、図5は図4の同期音発生部の主要信号を示すタイミングチャート、図6は図1のCPUの動作を説明するためのフローチャートである。

【0009】図1において、心電図電極9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9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)に示すようにボトム値からこのR波のトップ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。

【0010】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LED1と、この波長λ1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λ2の光を出力するLED2と、この波長λ2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。

【0011】LED電流コントロール部13は波長λ1のLED1に印加される電流を制御し、また、LED電流コントロール部14は波長λ2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λ1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λ2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。

【0012】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。

【0013】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は次式によっても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。

【0014】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。したがって、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れる時でよい。

【0015】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。CPU1はA/D変換器、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。ROM20には予めCPU1のプログラムや図3に示すようなテーブル「1」が格納され、RAM21はCPU1の作業エリアとして用いられる。

【0016】図3に示すテーブル「1」には、脈波伝播時間が短く(血圧が高く)なるに従ってビート音周波数

が高くなるように、例えば脈波伝播時間=150~325 msec に対してビート音周波数=885~200 Hz が対応するように、且つステップ状に設定されている。CPU1はこのテーブル「1」に基づいて脈波伝播時間に応じたビート音周波数指定コマンドを出力インタフェース8に送る。出力インタフェース8はCPU1からのビート音周波数指定コマンドに応じたビート音周波数のタイマパルス信号Cを発生するパルスジェネレータ(PG)8aを備え、また、このタイマパルス信号Cと同期信号Aを図4に詳しく示す同期音発生部100に出力する。

【0017】図4に示す同期音発生部100では、同期信号Aがマルチバイブレータ101を介してANDゲート102の一方の入力端子に印加され、タイマパルス信号CがANDゲート102の他方の入力端子に印加される。同期信号Aの周期は、生体の大動脈の脈波上の時間間隔の基準検出点として図1に示す心電図電極9の系統から検出されるR波周期であり、マルチバイブレータ101はこの同期信号Aに基づいてビート音の発生期間を示すゲート信号Bを発生する。このゲート信号Bは例えば図5に示すように100 msec 程度のパルス幅を有する。

【0018】タイマパルス信号Cの周波数は、後述するようにCPU1により同期信号A毎に変更され、また、タイマパルス信号CはANDゲート102によりゲート信号がハイの区間で出力される。ANDゲート102の出力信号Dは変換器103により交流信号Eに変換されてスピーカ104に出力される。したがって、スピーカ104からは、同期信号A(R波)の周期で、同期信号Aの立ち上がりからゲート信号が有効な期間、脈波伝播時間が短く(血圧が高く)なるに従って周波数が高くなるビート音出力される。

【0019】次に図6を参照してCPU1の処理を説明する。まず、生体の大動脈の脈波上の時間間隔の基準検出点として図1に示す心電図電極9の系統から検出されるR波を検出するまで待機し(ステップS1)、R波を検出するとステップS2以下に進む。ステップS2以下では、まず、同期信号Aを出力し(ステップS2)、次いで脈波伝播時間 t_1 を測定するためのタイマT1をスタートする(ステップS3)。次いで脈波伝播時間レジスタR1にデータが有るか否かを判断し(ステップS4)、この最初の処理ではデータがないのでステップS10に進む。

【0020】ステップS10では脈波を検出するまで待機し、脈波を検出すると脈波伝播時間測定タイマT1をストップし(ステップS11)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1の指示値(脈波伝播時間 t_1)を読み取る(ステップS12)。次いでこの脈波伝播時間 t_1 をレジスタR1に格納し(ステップS13)、次いでステップS1に戻って次のR波を検出する処理を実行する。

【0021】そして、次のR波を検出し(ステップS1)、次いで同期信号Aを出力し(ステップS2)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1をスタートする(ステップS3)。次いで脈波伝播時間レジスタR1にデータが有るか否かを判断し(ステップS4)、この2回目以降の処理ではデータが有るのでステップS5以下に進む。ステップS5以下では、まず、レジスタR1から脈波伝播時間 t_1 を読み出し(ステップS5)、次いで図3に示すテーブル「1」に基づいて脈波伝播時間 t_1 に対応する発信周波数を決定する(ステップS6)。

【0022】次いでタイマパルス信号Cを出力する時間を計時するタイマT2をストップし(ステップS7)、次いでステップS6において決定したビート音周波数指定コマンドをレジスタR2にセットする(ステップS8)。次いでタイマT2をスタートすると共に、レジスタR2にセットされているビート音周波数指定コマンドを出力インタフェース8に送ることによりその周波数のタイマパルスCを発生させる(ステップS9)。

【0023】次いで前述したステップS10に進んで脈波を検出するまで待機し、脈波を検出すると脈波伝播時間測定タイマT1をストップし(ステップS11)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1の指示値(脈波伝播時間 t_1)を読み取り(ステップS12)、次いでこれを脈波伝播時間レジスタR1に格納し(ステップS13)、次いでステップS1に戻って3回目以降のR波を検出する処理を実行する。

【0024】次に、図7、図8を参照して第2の実施形態について説明する。図7は第2の実施形態におけるテーブルを示す説明図、図8は第2の実施形態のCPUの動作を説明するためのフローチャートである。ここで、図3に示すように上記の第1の実施形態におけるテーブル「1」には脈波伝播時間が短く(血圧が高く)なるに従ってビート音周波数が高くなるようにステップ状に設定されているので、通常時に血圧が高い被験者の場合にはビート音周波数が高く、逆に通常時に血圧が低い被験者の場合にはビート音周波数が低いので、例えば医師にとって手術中の患者の状態の変化がわかりにくい場合がある。

【0025】そこで、この第2の実施形態における図7に示すテーブル「2」には、今回測定した脈波伝播時間と最初に前回測定した脈波伝播時間の差分、すなわち脈波伝播時間の変化分が「0」近傍の時を中心周波数=437 Hzとして、一方の時(血圧が上昇した時)には周波数が高くなるように(最大周波数=885 Hz)、+方向の時(血圧が下降した時)には周波数が低くなるように(最小周波数=200 Hz)、また、ステップ状に設定されている。

【0026】次に図8を参照して第2の実施形態のCPU1の処理を説明する。まず、生体の大動脈の脈波上の時間間隔の基準検出点としてR波を検出するまで待機し

(ステップS21)、R波を検出するとステップS22以下に進む。ステップS22以下では、まず、同期信号Aを出力し(ステップS22)、次いで脈波伝播時間タイマT1をスタートする(ステップS23)。次いで今回の脈波伝播時間レジスタR1と最初の脈波伝播時間レジスタR3にデータが有るか否かを判断し(ステップS24)、この最初の処理では両方のレジスタR1、R3にデータがないのでステップS31に進む。

【0027】ステップS31では脈波を検出するまで待機し、脈波を検出すると脈波伝播時間測定タイマT1をストップし(ステップS32)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1の指示値(脈波伝播時間 t_1)を読み取り(ステップS33)、次いでこの脈波伝播時間 t_1 をレジスタR1に格納する(ステップS34)。次いで最初の脈波伝播時間レジスタR3にデータが有るか否かを判断し(ステップS35)、この最初の処理ではレジスタR3にデータがないので今回の脈波伝播時間 t_1 を最初の脈波伝播時間レジスタR3に格納し(ステップS36)、次いでステップS21に戻って次のR波を検出する処理を実行する。

【0028】そして、次のR波を検出し(ステップS21)、次いで同期信号Aを出力し(ステップS22)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1をスタートする(ステップS23)。次いで脈波伝播時間レジスタR1、R3にデータが有るか否かを判断し(ステップS24)、この2回目以降の処理ではデータが有るのでステップS25以下に進む。ステップS25以下では、まず、レジスタR1、R3から今回と最初の脈波伝播時間 t_1 を読み出し(ステップS25)、次いでその変動分 Δt_1 を算出し(ステップS26)、次いで図7に示すテーブル「2」に基づいてその変動分 Δt_1 に対応する発信周波数を決定する(ステップS27)。ここで、2回目の処理では $\Delta t_1 = 0$ であるのでテーブル「2」によれば発信周波数=437Hzが決定される。

【0029】次いでタイマパルス信号Cを出力する時間を計時するタイマT2をストップし(ステップS28)、次いでステップS26において決定したビート音周波数指定コマンドをレジスタR2にセットし(ステップS29)、次いでタイマT2をスタートすると共に、レジスタR2にセットされているビート音周波数指定コマンドを出力インタフェース8に送ることによりその周波数のタイマパルスCを発生させる(ステップS30)。

【0030】次いで前述したステップS31に進んで脈波を検出するまで待機し、脈波を検出すると脈波伝播時間測定タイマT1をストップし(ステップS32)、次いで脈波伝播時間測定タイマT1の指示値(脈波伝播時間 t_1)を読み取り(ステップS33)、次いでこれを今回の脈波伝播時間レジスタR1に格納する(ステップS34)。次いで2回目以降のステップS34の処理で

は、最初の脈波伝播時間レジスタR3にデータがあるのでそのままステップS1に戻って次のR波を検出する処理を実行する。そして、3回目以降の処理では今回の脈波伝播時間 t_1 とレジスタR3の最初の脈波伝播時間 t_1 との変動分 Δt_1 に応じて発信周波数がテーブル「2」に基づいて決定されるので、医師にとって例えば手術中の患者の状態の変化がわかりやすいという効果がある。

【0031】次に、図9を参照して第3の実施形態について説明する。ここで、上記の第2の実施形態では、今回の脈波伝播時間 t_1 と最初の脈波伝播時間 t_1 との変動分 Δt_1 に応じて発信周波数を決定するので、最初の測定時からの経過時間が長い場合、医師にとって現在の脈波伝播時間 t_1 の変動分がわかりづらい場合がある。そこで、この第3の実施形態では、図9におけるステップS35'、S36'では入力部19に設けられているスタートキーが押下されると、その時の脈波伝播時間 t_1 をレジスタR3にセットするように構成されている。ステップS21~S34における処理は上記の第2の実施形態と同一であり、したがって、スタートキーが押下された時と今回の脈波伝播時間 t_1 との変動分 Δt_1 に応じて発信周波数を決定するので、医師にとって現在の脈波伝播時間 t_1 の変動分がわかりやすいという効果がある。

【0032】

【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、非観血的に脈波伝播時間を測定して脈波伝播時間に応じて可変の可聴周波数の信号を発生するようにしたので、非観血的、且つ音で患者の血圧と交感神経をはじめとする自律神経の活動を含む患者の循環状態を報知することができる。請求項2記載の発明によれば、非観血的に脈波伝播時間を測定して最初と今回の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生するようにしたので、非観血的、且つ音で患者の血圧と交感神経をはじめとする自律神経の活動を含む患者の循環状態の変化を報知することができる。請求項3記載の発明によれば、非観血的に脈波伝播時間を測定して検出開始操作時と今回の変動分に応じて可変の可聴周波数の信号を発生するようにしたので、非観血的、且つ音で患者の血圧と交感神経をはじめとする自律神経の活動を含む患者の循環状態の変化を報知することができる。請求項4記載の発明によれば、可聴周波数の信号を時間間隔検出基準点が検出される毎にその検出時から所定時間発生するので、請求項1ないし3における効果に加えて心拍を音で報知することができる。

【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ROMに格納されている脈波伝播時間-ビート音周波数テーブルを示す説明図である。

【図4】図1の同期音発生部を詳細に示す回路図である。

【図5】図4の同期音発生部の主要信号を示すタイミングチャートである。

【図6】図1のCPUの動作を説明するためのフローチャートである。

【図7】第2の実施形態におけるテーブルを示す説明図である。

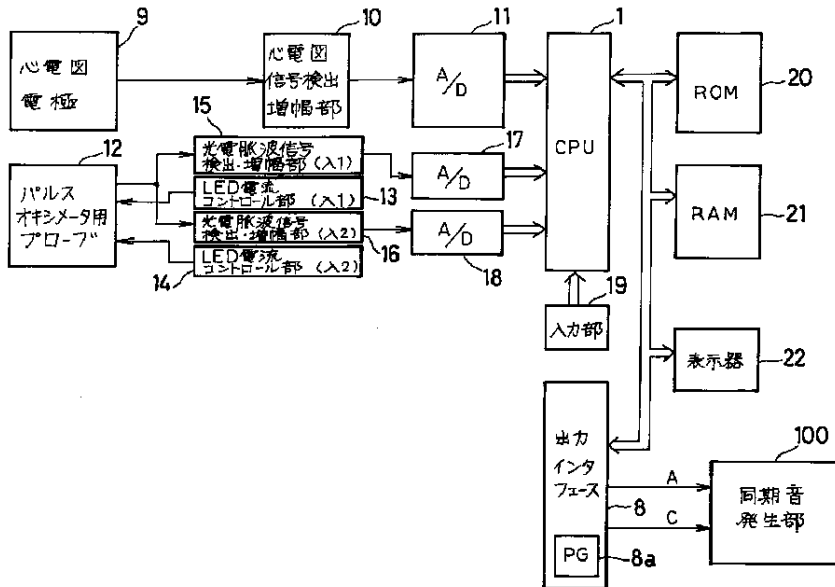
【図8】第2の実施形態のCPUの動作を説明するためのフローチャートである。

【図9】第3の実施形態のCPU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
- 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
- 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
- 20 ROM
- 100 同期音発生部

【図1】



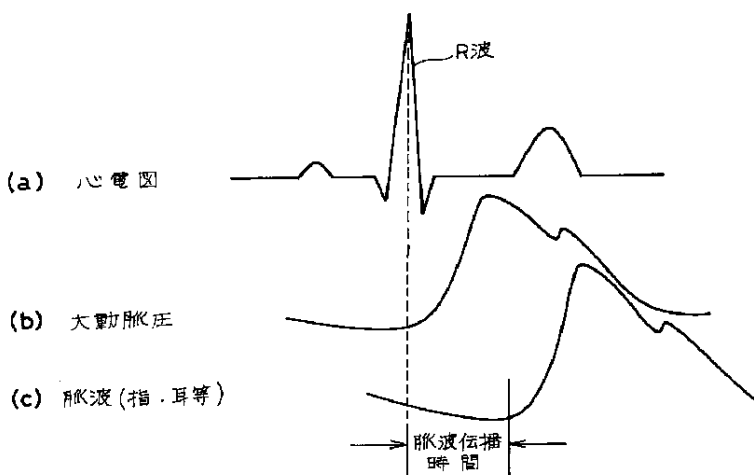
【図3】

テーブル「1」

脈波伝播時間msec	ビート音周波数Hz
150	885
157	819
164	778
171	728
178	697
185	655
192	617
199	585
206	546
213	520
220	489
227	461
234	437
241	409
248	390
255	368
262	345
269	327
276	309
283	290
290	275
297	258
304	244
311	231
318	217
325	200

【図7】

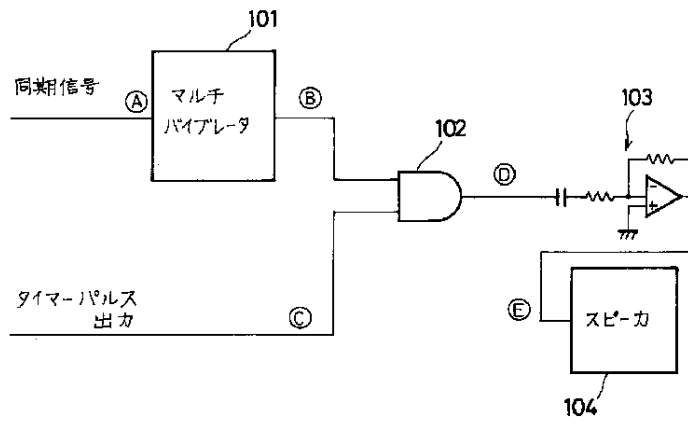
【図2】



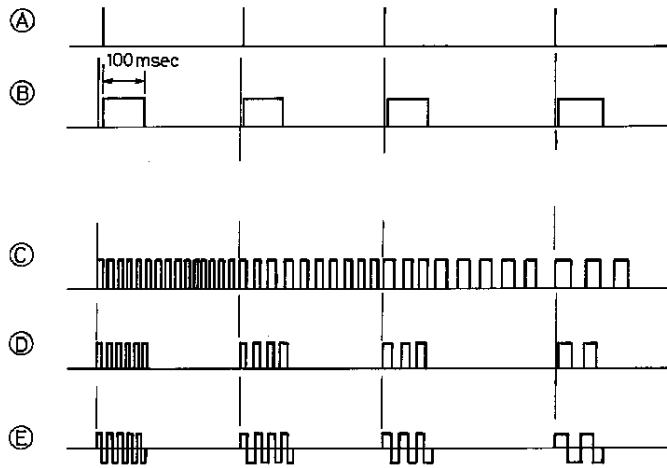
テーブル「2」

脈波伝播時間変更分	ビート音周波数
~-81	885
-80~-74	819
-73~-67	778
-66~-60	728
-59~-53	697
-52~-46	655
-46~-39	617
-38~-32	585
-31~-25	546
-24~-18	520
-17~-11	489
-10~-4	461
-3~3	437
4~10	409
11~17	390
18~24	368
25~31	345
32~38	327
39~45	309
46~52	290
53~59	275
60~66	258
67~73	244
74~80	231
81~87	217
88~	200

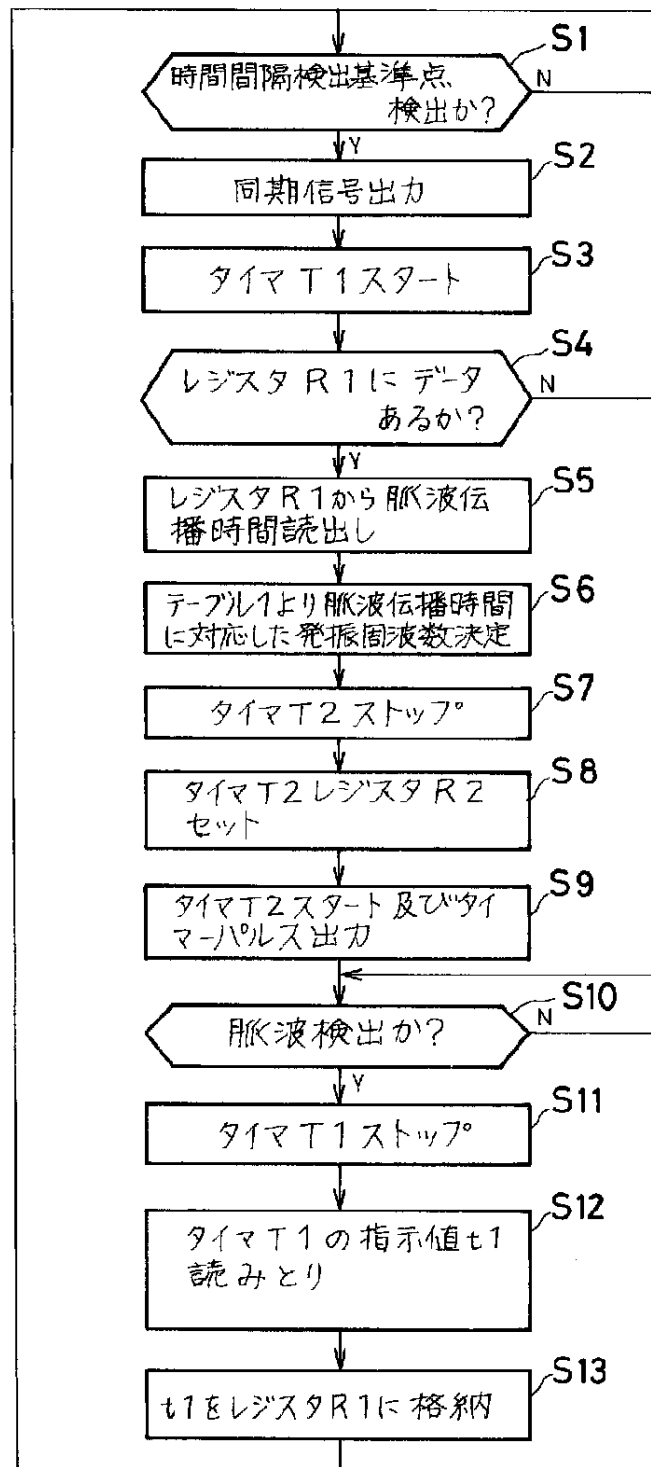
【図4】



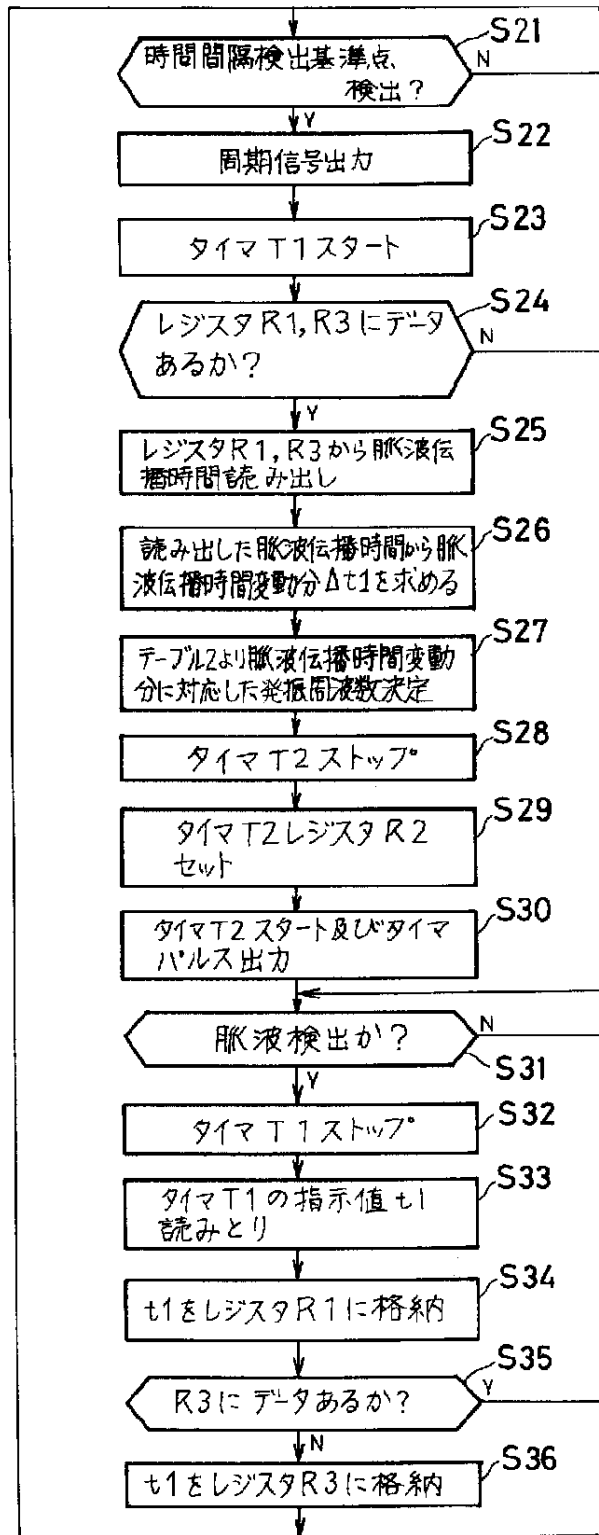
【図5】



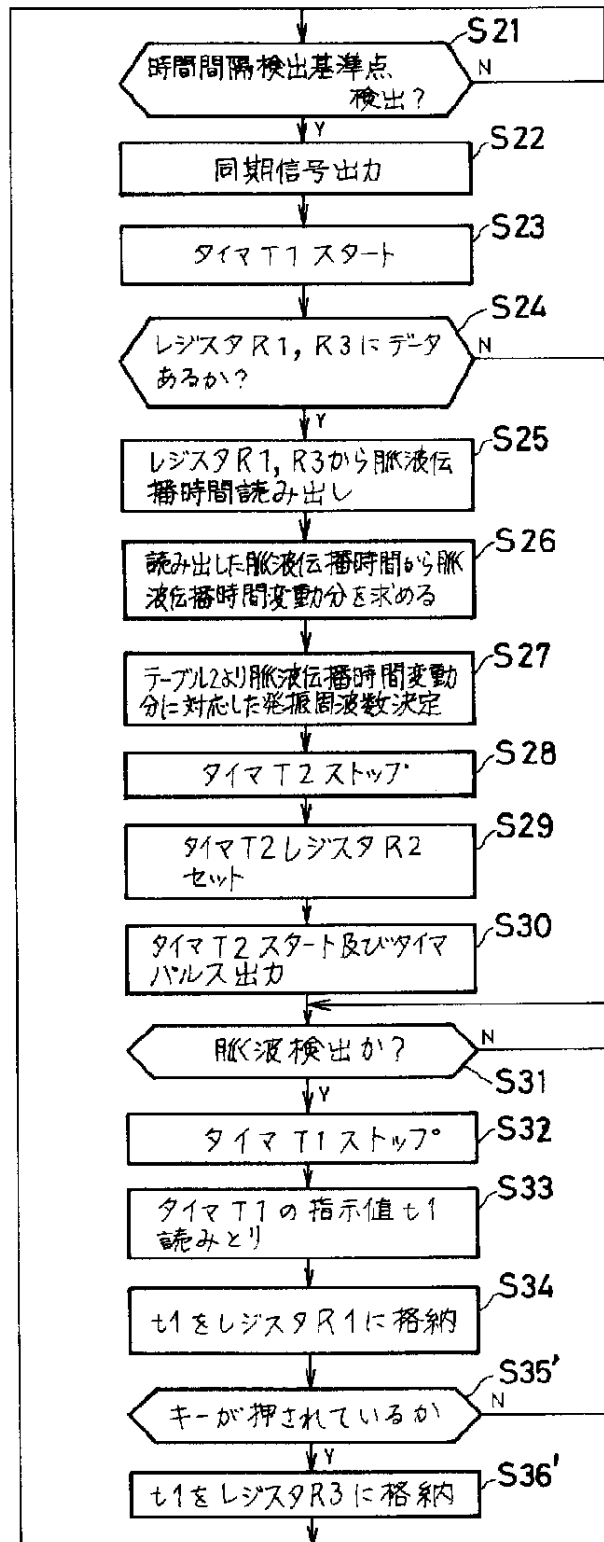
【図6】



【図8】



【図9】



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