

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	F I
A 6 1 B 5/00	1 0 2	A 6 1 B 5/00 1 0 2 A
	5/022	5/02 3 3 8 M
	5/0402	5/04 3 1 0 N

審査請求 未請求 請求項の数5 OL (全 14 頁)

(21)出願番号 特願平9-223271

(22)出願日 平成9年(1997) 8月20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

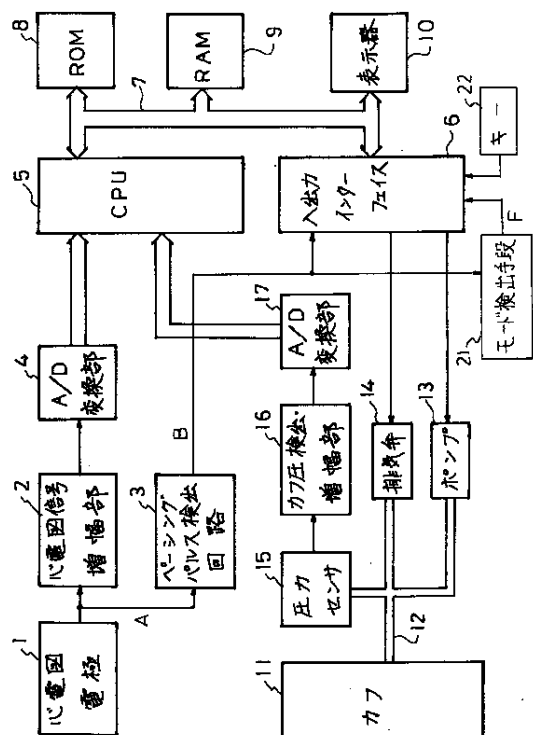
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 患者監視装置

(57)【要約】

【課題】 ペースメーカを用いる患者の非観血血圧計による血圧測定を適切なタイミングで行うようにすること。

【解決手段】 ペーシングパルス検出回路3は、心電図電極1から得られる心電図信号からペーシングパルスを検出する。この検出されたペーシングパルスに基づいてモード検出手段2 1は、ペーシングモードか否かを検出する。この検出結果はCPU5に伝えられる。CPU5は、そのモードを表示器10に表示させる。監視者はこの表示を見て、キー22によりCPU5に非観血血圧測定を行うよう指示する。CPU5は、ポンプ13および排気弁14を制御してカフ11に空気の供給、排出を行わせ、そのとき圧力センサ15から得られる圧力データに基づいて血圧を測定する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図電極から得られる心電図波形を少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、このモード検出手段により検出されるペースングモードを報知する報知手段と、を具備することを特徴とする患者監視装置。

【請求項2】 心電図電極から得られる心電図波形と、非観血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいてペースメーカによるペースングパルスを検出するペースングパルス検出手段と、この検出手段が前記ペースングパルスを検出すると前記非観血圧計を起動する第1の非観血圧計起動手段と、を具備することを特徴とする患者監視装置。

【請求項3】 心電図電極から得られる心電図波形と、非観血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、このモード検出手段により検出されるペースングモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で前記非観血圧計を起動する第2の非観血圧計起動手段と、を具備することを特徴とする患者監視装置。

【請求項4】 心電図電極から得られる心電図波形と、非観血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが不全であることを検出するペースング不全検出手段と、このペースング不全検出手段がペースング不全であることを検出すると、前記非観血圧計を起動する第3の非観血圧計起動手段と、を具備することを特徴とする患者監視装置。

【請求項5】 心電図電極から得られる心電図波形と、非観血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが不全であることを検出するペースング不全検出手段と、モード検出手段により検出されるペースングモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で前記非観血圧計を起動し、前記ペースング不全検出手段がペースング不

全であることを検出すると、直ちに前記非観血圧計を起動する第4の非観血圧計起動手段と、を具備することを特徴とする患者監視装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、心電図電極から得られる心電図波形と、非観血圧計(NIBP)から得られる血圧等を監視する患者監視装置に関する。

【0002】

【従来技術】非観血的な患者監視装置では、主として心電図、酸素飽和度、非観血圧計から得られる血圧等をパラメータとして監視している。このような装置において、従来は、非観血圧計による血圧測定を定期的に行っていた。このため、定期的な測定の間で急激な血圧変化が生じた場合、その変化は見逃されることになる。そこで、循環動態の変化を比較的鋭敏に反映する心拍数で監視し、この心拍数が予め設定した範囲を越えた場合にはアラームを発生させるようにした。そして、このアラームが発生すると、測定者が手動により非観血圧計を起動していた。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ICUや病棟、手術室などにおいて急性期にある徐脈性不整脈患者に体外式ペースメーカや埋め込み型ペースメーカを適用している場合は、以下の事態が生じるのでより血圧の監視を慎重に行う必要がある。

【0004】(1)ペースメーカにより心室ペースングが行われた場合、同じ心拍数であっても拍出量の低下を引き起こすことが知られている。例えば心房の能動的収縮を伴う洞調律の収縮の状態から、心室がペースングされて心室収縮に移行する場合、その心電図は図16

(a)に示すようになる。このような場合、拍出量は正常時の約80%以下になり同図(b)に示すように血圧も低下する。

(2)患者の長期間のペースングや投与された薬剤によっては、心筋細胞の刺激閾値が異常に上昇する場合があります。図17(a)に示すように徐脈のためにペースングしたにも拘らずペースング不全に陥ることがある。このとき動脈圧は同図(b)に示すように低下していると考えられる。

【0005】以上のように、ペースメーカによるペースングを行っても、血圧低下の状態が変わらない場合がある。このためペースメーカを用いる患者の血圧測定は重要である。前述したように従来は血圧の急変を心拍数を監視することにより検知してアラームを発生させ、測定者はそのアラームを認識して手動で非観血圧計に起動をかけていた。

【0006】しかし、このアラームを発生させるために設定する心拍数の範囲は、患者によって異なるのでその設定は煩雑である。また本来徐脈に陥った場合は、直ち

にペースングが開始されるので、必ずしも心拍数によるアラームは発生しないこともあった。

【0007】またペースメーカが適用された患者に対しては、徐脈が生じた場合、迅速に血圧状態を監視する必要があるが、上記のようにアラーム発生後、測定者が手動で非観血血圧計に起動をかけているので、迅速に血圧測定を開始することは困難であった。

【0008】本発明の目的は、ペースメーカが適用された患者の非観血血圧計による血圧測定を適切なタイミングで行うようにすることである。

【0009】

【課題を解決するための手段】請求項1の装置は、心電図電極から得られる心電図波形を少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、このモード検出手段により検出されるペースングモードを報知する報知手段とを具備する。

【0010】このような構成によれば、ペースメーカによるペースングが行われているとき、報知手段によりその旨が報知される。

【0011】請求項2の装置は、心電図電極から得られる心電図波形と、非観血血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいてペースメーカによるペースングパルスを検出するペースングパルス検出手段と、この検出手段が前記ペースングパルスを検出すると前記非観血血圧計を起動する第1の非観血血圧計起動手段とを具備する。

【0012】このような構成によれば、ペースメーカによるペースングが行われるならば、非観血血圧計が起動される。

【0013】請求項3の装置は、心電図電極から得られる心電図波形と、非観血血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、このモード検出手段により検出されるペースングモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で前記非観血血圧計を起動する第2の非観血血圧計起動手段とを具備する。

【0014】このような構成によれば、ペースメーカによるペースングが行われているならばそのモードが検出され、そのモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で非観血血圧計が起動される。

【0015】請求項4の装置は、心電図電極から得られる心電図波形と、非観血血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが不全であることを検出するペースング不全検出手段と、このペースング不全検出手段がペースング不全であることを検

出すると、前記非観血血圧計を起動する第3の非観血血圧計起動手段とを具備する。

【0016】このような構成によれば、ペースメーカによるペースングが不全であるならばそのことが検出され、これによって非観血血圧計が起動される。

【0017】請求項5の装置は、心電図電極から得られる心電図波形と、非観血血圧計から得られる血圧とを少なくとも監視する患者監視装置において、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが行われているか否かのモードを検出するモード検出手段と、前記心電図波形に基づいて、ペースメーカによるペースングが不全であることを検出するペースング不全検出手段と、モード検出手段により検出されるペースングモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で前記非観血血圧計を起動し、前記ペースング不全検出手段がペースング不全であることを検出すると、直ちに前記非観血血圧計を起動する第4の非観血血圧計起動手段とを具備する。

【0018】このような構成によれば、ペースメーカによるペースングが行われているならばそのモードが検出され、そのモードの期間中はこの期間用に定められた間隔で非観血血圧計が起動され、更にペースメーカによるペースングが不全であるならばそのことが検出され、これによっても非観血血圧計が起動される。

【0019】

【発明の実施の形態】図1は、本発明の第1の実施の形態の全体構成を示すブロック図である。心電図電極1は、心電図信号を取り出すため患者の胸部に装着されるものである。この信号は心電図信号増幅部2と、ペースングパルス検出回路3に至るようにされている。心電図信号増幅部2は、心電図信号を増幅するものである。ペースングパルス検出回路3は、心電図電極1から与えられる心電図信号からペースングパルスを検出するものであり、具体的には図2に示すように、高域通過フィルタ23とコンパレータ24から成る。高域通過フィルタ23は、与えられる心電図信号の中から高い周波数の信号を通過させるフィルタであり、コンパレータ24は、高域通過フィルタ23を通過した信号について、その振幅の大きさを所定値と比較しその結果を出力するものである。

【0020】心電図信号増幅部2の出力信号は、図1に示すようにA/D変換部4でデジタル信号に変換され、CPU（中央処理装置）5に至るようにされている。ペースングパルス検出回路3による検出結果は入力インターフェイス6に至るようにされている。

【0021】カフ11は患者の腕に巻回され、内部に空気を供給されて患者の腕を圧迫するものである。このカフ11には、管12を介して、ポンプ13、排気弁14および圧力センサ15が接続されている。圧力センサ15が検出した圧力は、カフ圧検出・増幅部16に至るよ

うにされ、ここでカフ圧が検出されて増幅されA/D変換部17を介して、CPU5に至るようにされている。

【0022】CPU5は、本装置全体を統括制御するものであり、バス7を介してROM8、RAM9、表示器10および入出力インターフェイス6が接続されている。ROM8には、CPU5が用いるデータやプログラムが格納されている。RAM9は、CPU5が行う処理の過程で必要なデータを記憶するために用いられる。

【0023】入出力インターフェイス6は、CPU5と各部との間で信号の授受を行うためのものである。入出力インターフェイス6には、ペーシングパルス検出回路3からの信号が至るようにされている。また、この入出力インターフェイス6から制御信号が排気弁14、およびポンプ13に至るようにされている。

【0024】本実施の形態の非観血圧計は従来より用いられているオシロメトリック方式の血圧計であり、カフ11、管12、ポンプ13、排気弁14、圧力センサ15、カフ圧検出・増幅部16、入出力インターフェイス6、A/D変換部17、CPU5、バス7、ROM8、RAM9および表示器10から構成される。

【0025】モード検出手段21は、ペーシングパルス検出回路3が検出したペーシングパルスにより、ペースメーカーによるペーシングが行われているか否かのモードを検出するものであり、具体的には図3に示す構成となっている。すなわち、ペーシングパルス検出回路3が検出したペーシングパルスは、フリップフロップ31のセット端子に、遅延回路32を介してタイマ33のスタート端子に、タイマ33のリセット端子に、オアゲート34の一方の入力端子に、それぞれ至るようにされている。タイマ33の出力端子はフリップフロップ35のセット端子に接続され、オアゲート34の出力端子はフリップフロップ35のリセット端子に接続されている。フリップフロップ35のQ端子はオアゲート36の一方の入力端子に接続されている。オアゲート36およびオアゲート34の他方の入力端子には本装置の電源投入時に発生するリセットパルスがそれぞれ至るようにされている。オアゲート36の出力端子はフリップフロップ31のリセット端子に至るようにされている。フリップフロップ31のQ端子の出力信号は入出力インターフェイス6に至るようにされている。

【0026】図1に示すキー22は、上記非観血圧計による測定を指示するためのものであり、オペレータの操作に応じてその旨が入出力インターフェイス6を介してCPU5に伝えられるようになっている。

【0027】次にこのように構成された装置の動作を図4のタイミングチャートを参照して説明する。

【0028】まず電源投入となると、フリップフロップ31、フリップフロップ35はリセットされ、フリップフロップ31のQ端子の出力信号FはLowレベルである。次に心電図電極1から心電図信号Aがペーシングパ

ルス検出回路3に至るが、ここでペースメーカーによるペーシングパルスが検出されないときは、フリップフロップ31のセット端子には何等入力されないため、フリップフロップ31のQ端子の出力信号FはLowレベルのままである。

【0029】次にペーシングパルス検出回路3がペーシングパルスを検出すると、その出力信号Bの最初のパルスによりフリップフロップ31はセットされる。そして、フリップフロップ31のQ端子の出力信号FはHighレベルとなる。ここでタイマ33は信号Bの最初のパルスによりリセットされた後、遅延回路32の出力信号Cの最初のパルスによりスタートとなる。また、フリップフロップ35は上記最初のペーシングパルスでリセットされ、そのQ端子の出力信号EはLowレベルとなる。ペーシングパルスが連続して検出されると、タイマ33はリセット、スタートを繰り返す。タイマ33の設定時間（1分に設定している）は、ペーシングの間隔よりもはるかに長いから連続してペーシングが行われている間はタイマ33の出力信号DはLowレベルのままである。このためフリップフロップ35のQ端子の出力信号EもLowレベルのままであり、フリップフロップ31のQ端子の出力信号FはHighレベルのままである。

【0030】次にペーシングパルス検出回路3によりペーシングパルスが検出されなくなると、タイマ33は先程の連続したペーシングパルスの最後のパルスから計時を開始しており、設定時間に至るとその出力信号Dにはパルスが発生する。このパルスによりフリップフロップ35はセットされ、そのQ端子の出力信号EはHighレベルとなり、フリップフロップ31はリセットされ、そのQ端子の出力信号FはLowレベルとなる。

【0031】このようにフリップフロップ31のQ端子の出力信号Fは、ペーシングモードのときHighレベルとなり、ペーシングモードではないときLowレベルとなってモードステータスを表している。この出力信号Fは入出力インターフェイス6を介してCPU5に伝えられている。CPU5は信号Fに基づいて現在、ペーシングモードであるか否かを表示器10に表示させる。医師または看護者はこの表示がペーシングモードとなると、キー22を操作してCPU5に非観血圧計による血圧測定を開始させる。

【0032】ここでCPU5はポンプ13によりカフ11に空気を供給してカフ11内の圧力を所定圧とした後、排気弁14を開にしてカフ11の圧力を徐々に下げる。この間、CPU5はA/D変換部17から与えられるカフ11内の圧力データを受け取り、通常オシロメトリック方式により血圧測定を行い、その結果を表示器10に表示させる。

【0033】本実施の形態では、ペーシングパルスの検出は、フィルタとコンパレータからなる回路で行ったが、これは心電図信号をCPU5が処理して検出するよ

うにしても良い。

【0034】また、本実施の形態ではベーシングモードであるか否かを表示器10に表示させたが、これは図示せぬ音声発生手段や光発生手段によりその旨を示す音声や光を発生させるようにしても良い。すなわち、ベーシングモードであることを測定者に知らせる報知手段であれば何でも良い。

【0035】また、本実施の形態ではモード検出は、フリップフロップやタイマ等から構成されるモード検出手段21が行ったが、これはソフトウェアによりCPU5が行うようにしても良い。すなわちROM8に書き込まれたプログラムに基づいて、CPU5がベーシングパルス検出回路3の出力信号を処理し、モードを検出するようにしても良い。

【0036】尚、本実施の形態においてCPU5は、心電図信号増幅部2の出力信号を処理して表示器10に心電図を表示させる通常の監視処理も行っている。

【0037】次に本発明の第2の実施の形態を説明する。図5にその全体構成を示す。この図に示すように、本実施の形態は、第1の実施の形態において、モード検出手段21およびキー22の代わりに第1の起動手段40を設けた構成となっている。

【0038】第1の起動手段40は、図6に示す構成である。すなわち、フリップフロップ41のセット端子にはベーシングパルス検出回路3の検出信号Bが至るようにされている。フリップフロップ41のQ端子は単安定マルチバイブレータ42の入力端子に接続されている。単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hは、入出力インターフェイス6とタイマ43のリセット端子に至るようにされている。また、単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hは、遅延回路44を介してタイマ43のスタート端子に至るようにされている。タイマ43の出力端子はオアゲート45の一方の入力端子に接続されている。オアゲート45の出力端子はフリップフロップ41のリセット端子に接続されている。オアゲート45の他方の入力端子には電源投入時に発生するリセットパルスが至るようにされている。

【0039】他の要素であって、第1の実施の形態と同じ要素には同じ番号を付し、その説明は省略する。ただし、ROM8に格納されているプログラムすなわち、CPU5が行う処理が後に述べるように若干異なる。

【0040】次にこのように構成された装置の動作を図7のタイミングチャートを参照して説明する。まず電源投入となると、フリップフロップ41はリセットされ、フリップフロップ41のQ端子の出力信号GはLowレベルである。次に心電図電極1から心電図信号Aがベーシングパルス検出回路3に至るが、ここでペースメーカーによるベーシングパルスが検出されないときは、フリップフロップ41のセット端子には何等入力されないため、フリップフロップ41のQ端子の出力信号GはLowレベ

ルのままであり、単安定マルチバイブレータ42の出力信号HもLowレベルのままである。

【0041】次にベーシングパルス検出回路3がベーシングパルスを検出すると、その出力信号Bの最初のパルスによりフリップフロップ41はセットされる。そして、フリップフロップ41のQ端子の出力信号GはHighレベルとなる。これにより単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hに1つのパルスが発生する。このパルスによりCPU5は非観血血圧計による血圧測定を開始する。この測定は第1の実施の形態と同様に行われる。

【0042】ここでタイマ43は単安定マルチバイブレータ42から出力された上記パルスによりリセットされた後、遅延回路44からの出力信号Iのパルスを受けて計時を開始している。電源投入後、フリップフロップ41はタイマ43の出力信号Jにパルスが現れるまではリセットされない。このため図7のKに示すように、非観血血圧計による血圧測定が終了しても、ベーシングパルスが連続して検出されている間は、その測定終了後、直ちに測定を開始することはない。設定時間が経過し、タイマ43の出力信号Jにその旨を示すパルスが現れるとフリップフロップ41はリセットされ、その後セット端子に与えられるベーシングパルスによってセットされる。このため単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hにパルスが発生する。これによりCPU5は非観血血圧計による血圧測定を開始し、タイマ43はリセットされた後、計時を開始する。ベーシングパルスが連続して検出されている間は、以下同様にして一定時間毎に非観血血圧計による血圧測定が行われる。

【0043】次にベーシングパルスがとぎれると、フリップフロップ41はタイマ43によりリセットされた状態となっているが、セットはされず、単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hにパルスが現れることはなく、非観血血圧計による血圧測定は行われない。そして再びベーシングパルスが現れると、フリップフロップ41はセットされ、単安定マルチバイブレータ42の出力信号Hにパルスが発生し、非観血血圧計による血圧測定が行われる。

【0044】以下同様に血圧測定が行われる。すなわち、本実施の形態によれば、ベーシングパルスが検出される度に非観血血圧計による血圧測定が行われる。しかし、1回その血圧測定が行われる毎に所定時間(2.5分~5分が適当)経過するまでは次の測定が行われなない。このため、ベーシングパルスが連続して検出されても、血圧測定は一定間隔で行われるので血圧測定による負担を患者に必要な以上にかけることはない。

【0045】本実施の形態では非観血血圧計の起動をフリップフロップや単安定マルチバイブレータ等から構成される第1の起動手段40が行ったが、これはソフトウェアによりCPU5が行うようにしても良い。

【0046】次に本発明の第3の実施の形態を説明する。図8にその全体構成を示す。この図に示すように、本実施の形態は、第2の実施の形態において、第1の起動手段40の代わりに第2の起動手段50を設けた構成となっている。

【0047】第2の起動手段50は、図9に示す構成であり、モード検出手段21と、単安定マルチバイブレータ51と、タイマ52と、オアゲート53とからなる。モード検出手段21は、第1の実施の形態におけるモード検出手段21と同じ構成であり、その説明は省略する。モード検出手段21のフリップフロップ31のQ端子は単安定マルチバイブレータ51の入力端子に接続されている。フリップフロップ31のQ反転端子はタイマ52のリセット端子に接続されている。単安定マルチバイブレータ51の出力端子はオアゲート53の一方の入力端子とタイマ52のスタート端子に接続されている。タイマ52の出力端子はオアゲート53の他方の入力端子に接続されている。オアゲート53の出力信号は入出力インターフェイス6に至るようにされている。

【0048】他の要素であって、第2の実施の形態と同じ要素には同じ番号を付し、その説明は省略する。

【0049】次にこのように構成された装置の動作を図10のタイミングチャートを参照して説明する。

【0050】電源投入後、ペーシングパルス検出回路3が心電図信号から検出したペーシングパルスの状態に応じて、モード検出手段21がフリップフロップ31のQ端子の出力信号FをHighレベルまたはLowレベルとすること、すなわちペーシングモードステータスを検出することは第1の実施の形態と同様である。フリップフロップ31のQ反転端子の出力信号Uは、タイマ52のリセット信号となっている。

【0051】ペーシングモードでない状態からペーシングモードになると、単安定マルチバイブレータ51の出力信号Mには、1つのパルスが現れる。このパルスはタイマ52をスタートさせると共にオアゲート53および入出力インターフェイス6を介してCPU5に伝達される。すなわちオアゲート53の出力信号Vに起動パルスが現れる。これによりCPU5は非観血圧計による血圧測定を開始する。この血圧測定の方法は第1および第2の実施の形態において行った方法と同様である。ペーシングモード中は、タイマ52は繰り返し計時を行い、その出力信号Nには所定間隔(2.5分~5分)でパルスが現れる。このパルスは、単安定マルチバイブレータ51の出力信号Mに現れるパルスと同様に非観血圧計の起動パルスとしてCPU5に伝達される。このため非観血圧計による血圧測定が所定間隔で行われる。

【0052】ペーシングモードの状態からペーシングモードでない状態になると、タイマ52はリセットされ、このタイマ52からも単安定マルチバイブレータ51からも起動パルスは発生せず、このため非観血圧計によ

る血圧測定が行われることはない。非観血圧計の動作状態を図10のWに示す。

【0053】本実施の形態によれば、ペーシングモードか否かが検出され、ペーシングモードのときは所定間隔で非観血圧計による血圧測定が行われ、ペーシングモードでないときはその血圧測定は行わない。本実施の形態によっても、第2の実施の形態と同様の効果を有する。

【0054】本実施の形態では非観血圧計の起動をフリップフロップや単安定マルチバイブレータ等から構成される第2の起動手段50が行ったが、これはソフトウェアによりCPU5が行うようにしても良い。

【0055】次に本発明の第4の実施の形態を説明する。図11にその全体構成を示す。この図に示すように、本実施の形態は、第3の実施の形態において、第2の起動手段50が省略された構成となっている。ただし、ROM80に格納されているプログラムすなわち、CPU60が行う処理が異なる。CPU60は図12に示すような各手段として機能する。

【0056】他の要素であって、第3の実施の形態と同じ要素には同じ番号を付し、その説明は省略する。

【0057】次にこのように構成された装置の動作を図12の機能ブロック図を参照して説明する。

【0058】電源投入後、R波検出用ウインドウ区間設定手段61は、ペーシングパルス検出出力と心電図電極1から与えられる心電図信号に基づいて図13に示すようなウインドウ区間を設定する。このウインドウ区間はペーシングパルス検出後の15~150msecが適当である。次にR波検出手段62はR波を検出する。ペーシングによる心室誘発波のR波は左脚ブロック型であり、このR波の検出は、例えばパターンマッチングによりおこなう。この結果に基づいてペーシング不全判定手段63はペーシング不全か否かを判定する。この判定結果、ペーシング不全であるならば、NIBP起動パルス出力手段64は、非観血圧計の測定を開始するための起動パルスを発生する。図14に、心電図信号A、非観血圧計の起動パルスXおよび非観血圧計の動作状態Yのタイミングチャートを示す。ここで非観血圧計が一度起動されると、その測定が終了するまでに発生した起動パルスは、測定に影響を与えないようになっている。

【0059】本実施の形態によれば、ペーシング不全の状態が発生すると直ちに非観血圧計による測定が開始される。さらにペーシング不全の状態を報知しても良い。

【0060】次に本発明の第5の実施の形態を説明する。この実施の形態は、第3の実施の形態の構成においてCPU5が有する機能に第4の実施の形態のCPU50が行う機能を追加したものである。

【0061】このような構成によれば、図15のタイミ

ングチャートに示すように、非観血圧計を起動する起動パルスXは、ペースモードになったときに発生し、それ以降もペースモードであれば所定の間隔で発生し、更にペース不全となったときも発生する。これに応じて非観血圧計は起動される。非観血圧計の動作状態を図15のZに示す。

#### 【0062】

【発明の効果】請求項1の発明によれば、ペースメーカによるペースが行われているとき、報知手段によりその旨が報知されるので、測定者はこれによって非観血圧計を起動するタイミングを得ることができる。請求項2の発明によれば、ペースパルスを検出することによって非観血圧計を起動するようにした。ペースパルスはペースメーカが洞停止や房室ブロックにより徐脈が生じた場合に発生させるものであるから、非観血圧計を起動すべきタイミングと合っている。したがってその起動のタイミングを捕らえるための手段を別途設ける必要がない。従来は心拍数を監視して徐脈を検出していたが、本発明によればこのような手段が不要となる。前述したように、心拍数を監視する手段では、患者毎に固有の心拍数範囲を設定する必要があったが、そのような設定の煩わしさもなくなり、医療スタッフの手間が省ける。

【0063】また従来はアラームが発生すると測定者が手動により非観血圧計を起動していたが、本発明では、ペースパルスの発生に伴い自動的に非観血圧計を起動するので、測定が必要などになると迅速にその測定を開始することができる。

【0064】請求項3の発明によれば、ペースモードの間中はこの期間用に定められた間隔で非観血圧計が起動されるので、連続測定を避けることができ、患者にカフの締め付けによる負担を必要以上に与えることがない。

【0065】請求項4の発明によれば、ペースメーカによるペースが不全であるならばそのことが検出され、これによって非観血圧計が起動される。

【0066】請求項5の発明によれば、ペースモードの間中は一定の間隔で非観血圧計による測定を行うのであるが、その期間中ペース不全の事態が発生したならばそのとき非観血圧計による測定が開始される。すなわち、血圧測定の必要性がきわめて高いときに、その機を逃さず血圧測定を行うことができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1に示したペースパルス検出回路3の具体的な構成を示す図。

【図3】図1に示した装置のモード検出手段21の詳細な構成を示す図。

【図4】図1に示した装置の動作を説明するためのタイミングチャートを示す図。

【図5】本発明の第2の実施の形態の全体構成を示すブロック図。

【図6】図5に示した装置の第1の起動手段40の詳細な構成を示す図。

【図7】図5に示した装置の動作を説明するためのタイミングチャートを示す図。

【図8】本発明の第3の実施の形態の全体構成を示すブロック図。

【図9】図8に示した装置の第2の起動手段50の詳細な構成を示す図。

【図10】図8に示した装置の動作を説明するためのタイミングチャートを示す図。

【図11】本発明の第4の実施の形態の全体構成を示すブロック図。

【図12】図11に示した装置の動作を説明するためのフローチャートを示す図。

【図13】図11に示した装置の動作を説明するための図。

【図14】図11に示した装置の動作を説明するためのタイミングチャートを示す図。

【図15】本発明の第5の実施の形態の装置の動作を説明するためのタイミングチャートを示す図。

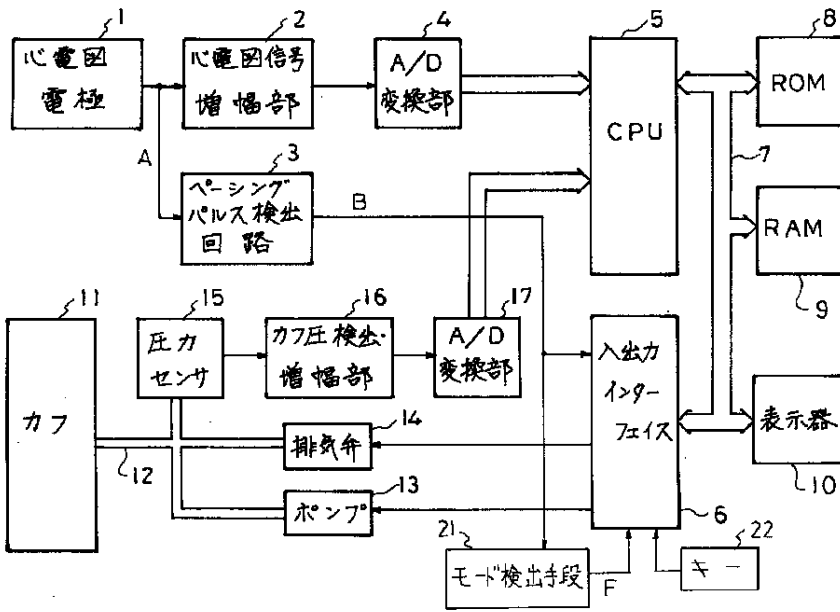
【図16】ペースが行われているときの心電図と動脈圧の例を示す図。

【図17】ペースが行われているときの心電図と動脈圧の例を示す図。

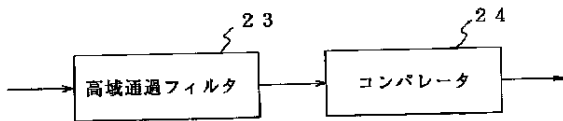
#### 【符号の説明】

- 1 心電図電極
- 3 ペースパルス検出回路
- 5 CPU
- 11 カフ
- 13 ポンプ
- 14 排気弁
- 15 圧力センサ
- 16 カフ圧検出・増幅部
- 21 モード検出手段
- 22 キー
- 40 第1の起動手段
- 50 第2の起動手段

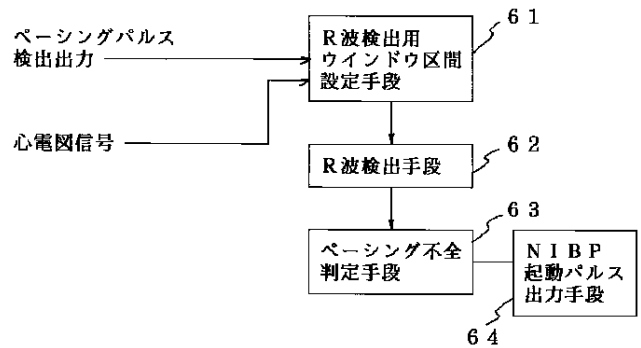
【図1】



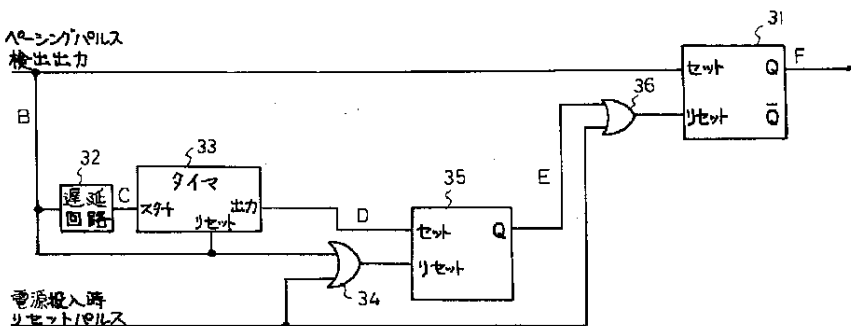
【図2】



【図12】

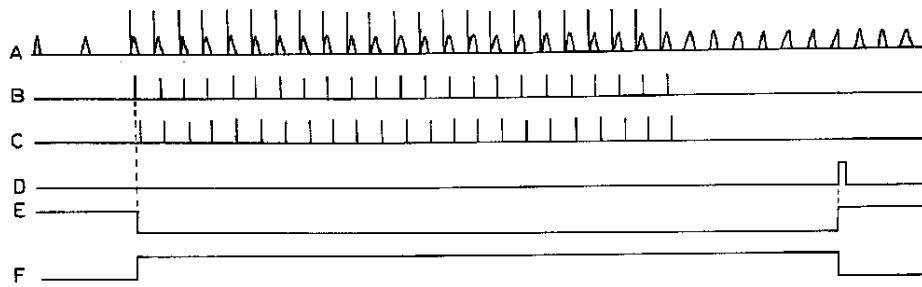


【図3】

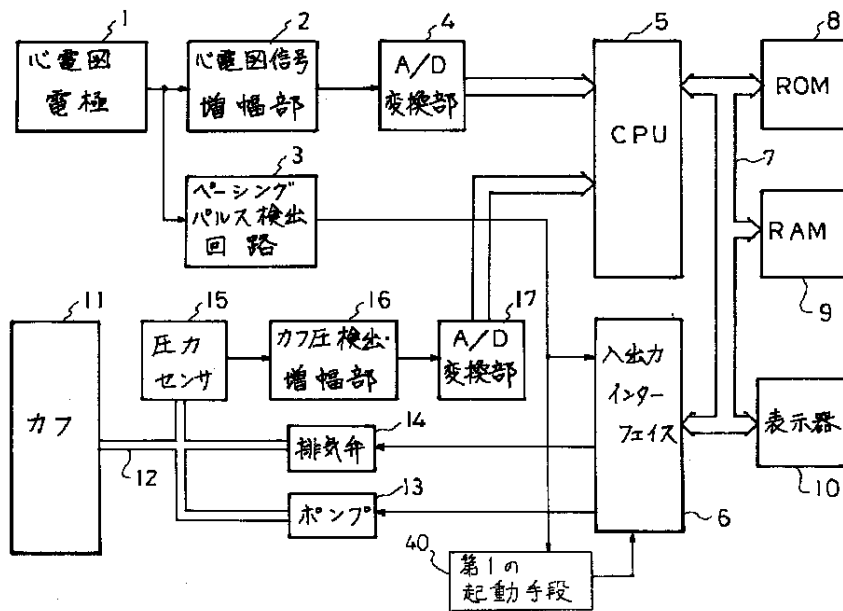




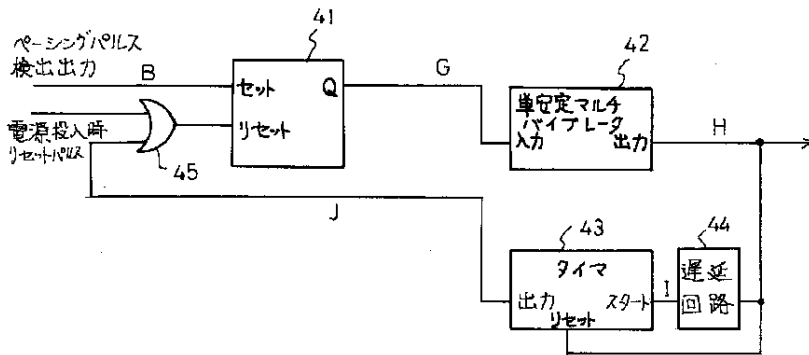
【図4】



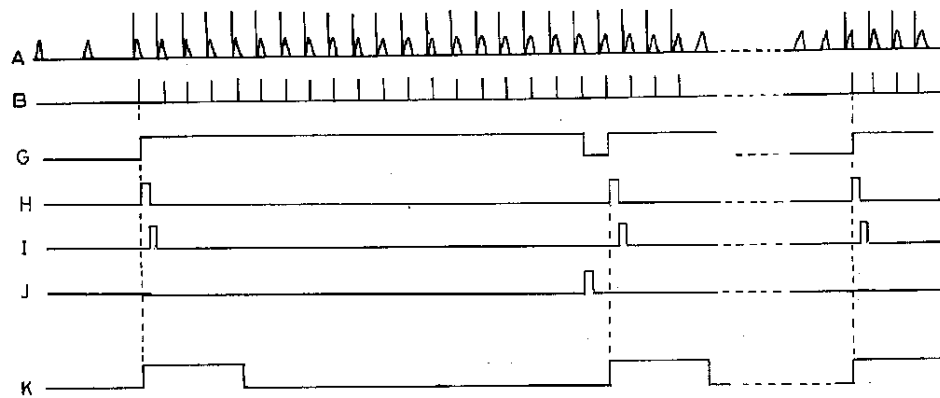
【図5】



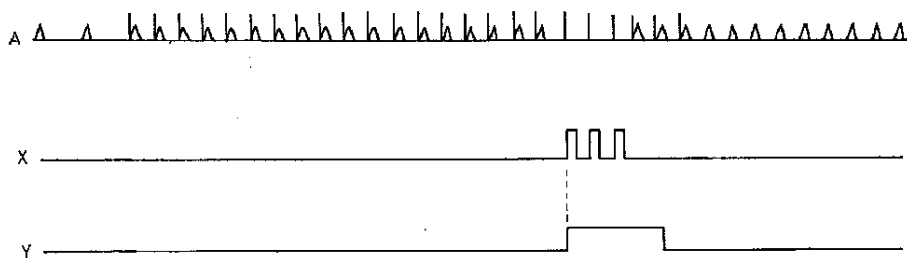
【図6】



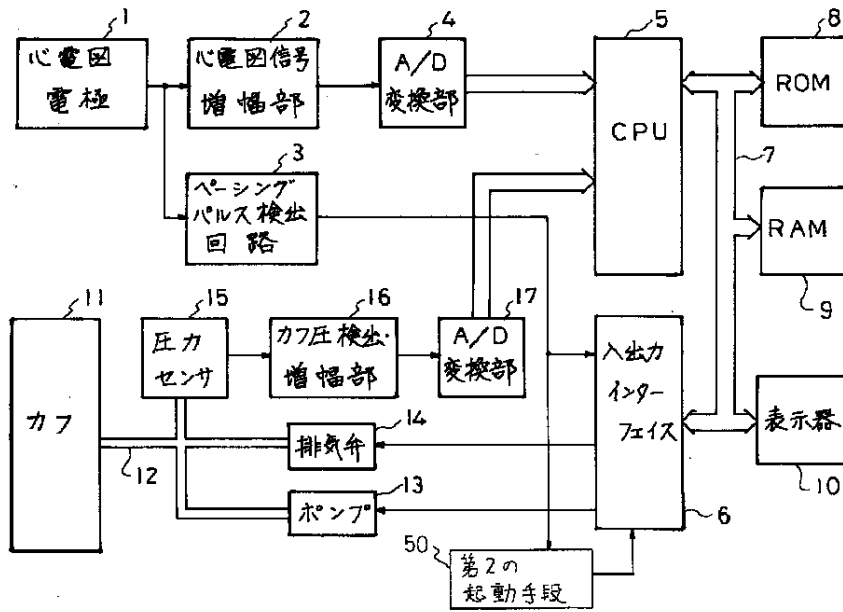
【図7】



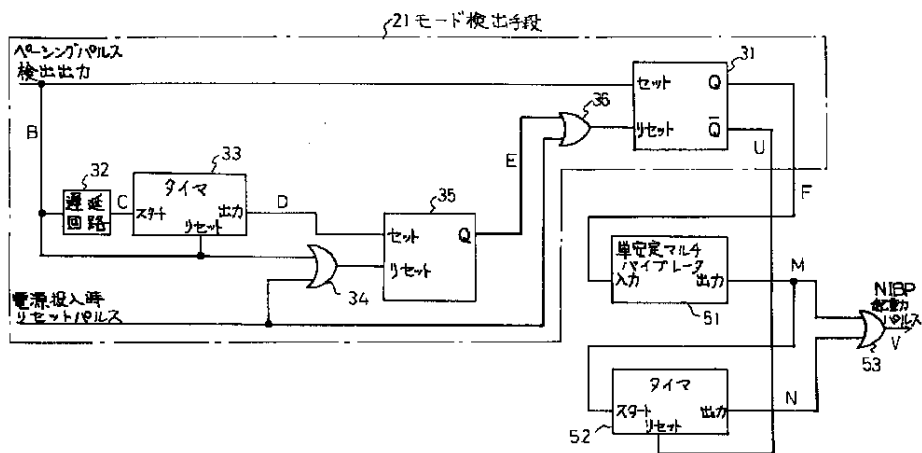
【図14】



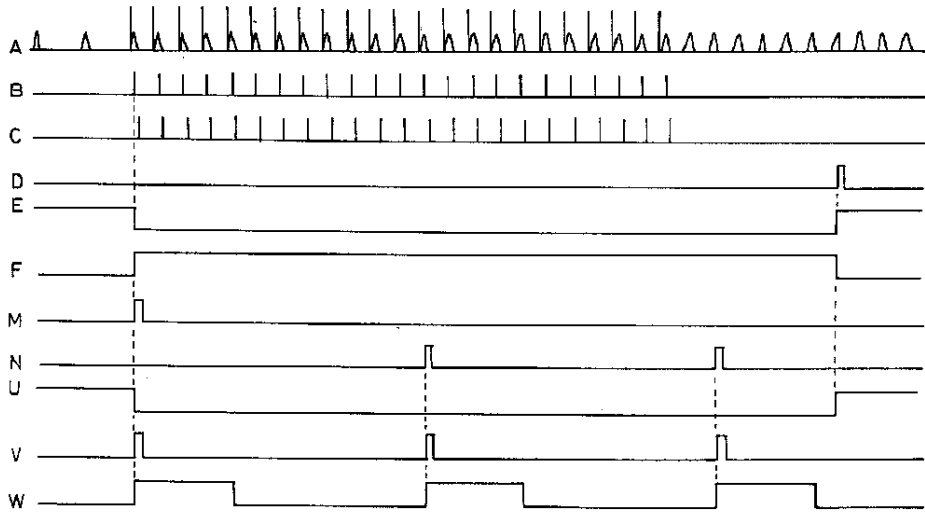
【図8】



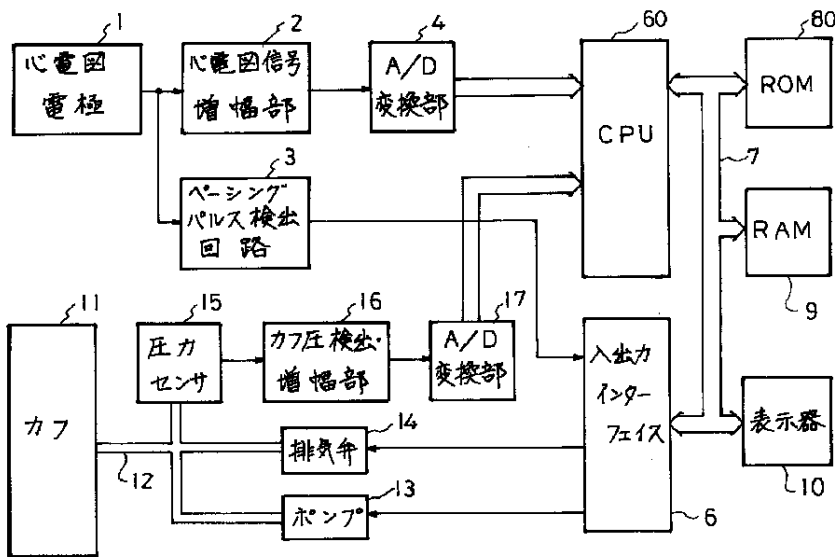
【図9】



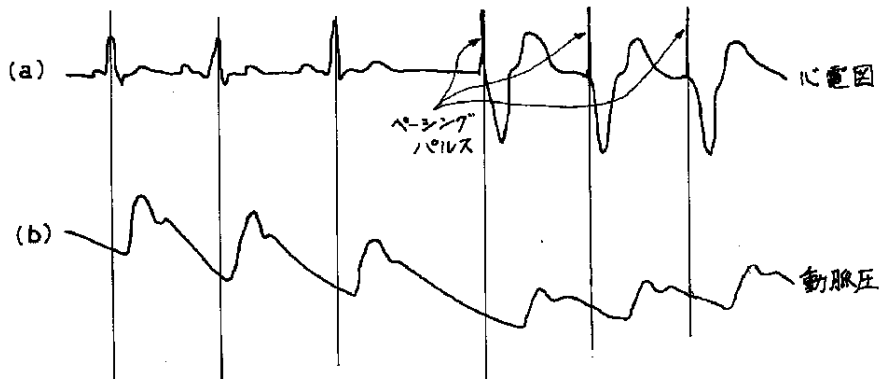
【図10】



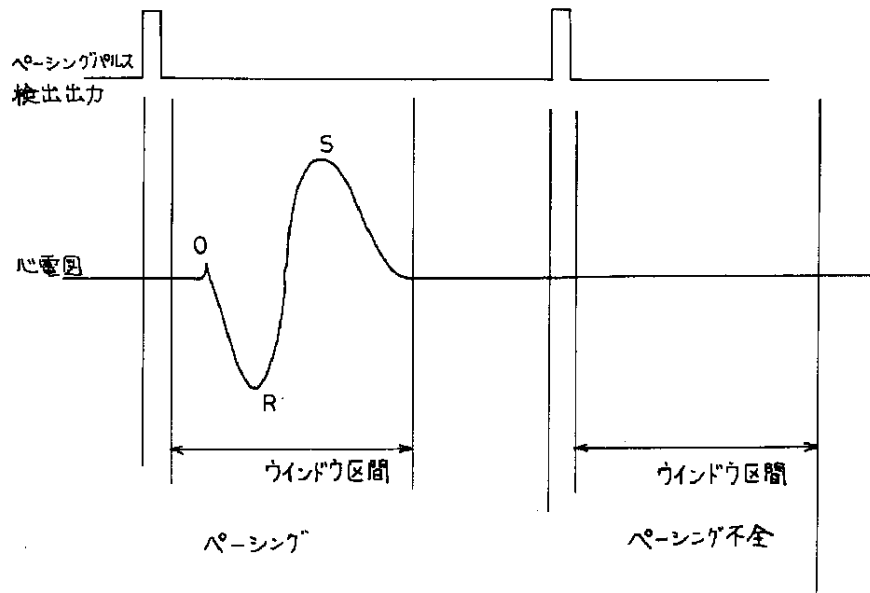
【図11】



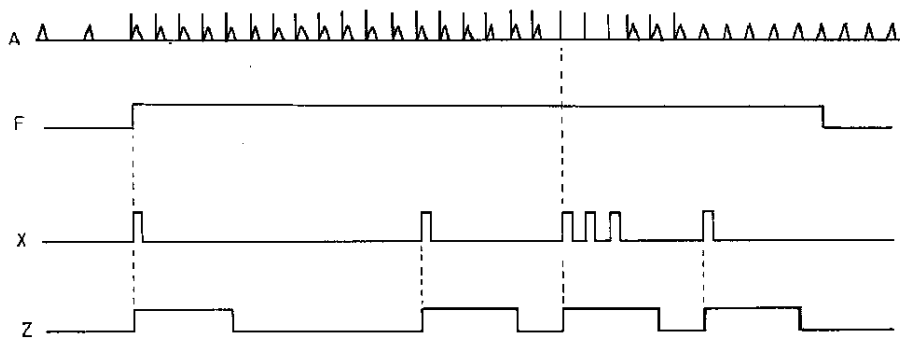
【図16】



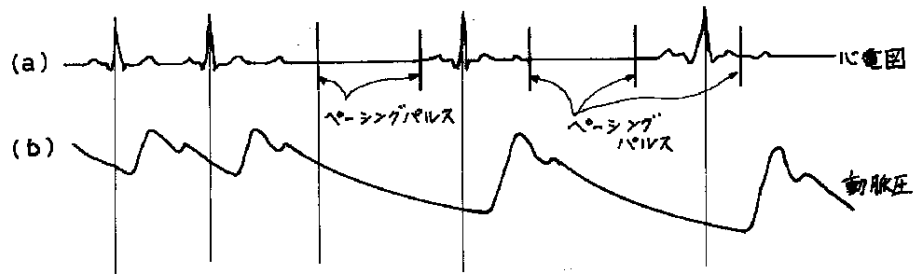
【図13】



【図15】



【図17】



---

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