

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許番号

特許第3342465号
(P3342465)

(45)発行日 平成14年11月11日(2002.11.11)

(24)登録日 平成14年8月23日(2002.8.23)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

A 6 1 B 5/022
5/00

A 6 1 B 5/00 P
5/02 337 Z
337 N

請求項の数 3 (全 6 数)

(21)出願番号 特願2000 - 60291(P2000 - 60291)
(22)出願日 平成12年3月6日(2000.3.6)
(65)公開番号 特開2001 - 245858(P2001 - 245858A)
(43)公開日 平成13年9月11日(2001.9.11)
審査請求日 平成12年3月8日(2000.3.8)

(73)特許権者 390014362
日本コーリン株式会社
愛知県小牧市林2007番1
(72)発明者 伊藤 久
愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株式
会社内
(74)代理人 100085361
弁理士 池田 治幸 (外 2 名)

審査官 藤原 伸二

(56)参考文献 特開2000 - 217(JP,A)
特開 昭54 - 105892(JP,A)
(58)調査した分野 (I n t . C l . 7 , D B 名)
A61B 5/00
A61B 5/02 - 5/0235

(54)【発明の名称】 自動血圧測定装置

1

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いて該生体の血圧値を予め設定された血圧測定起動周期の経過毎に自動的に測定する血圧測定手段を備えた自動血圧測定装置であって、前記生体の陣痛に関連して変動する陣痛信号を検出して出力する陣痛信号検出器と、予め設定された血圧測定起動周期が経過し、且つ、前記陣痛信号検出器から出力される陣痛信号が予め設定された基線範囲内であることに基づいて、前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる第 1 血圧測定起動手段とを、含むことを特徴とする自動血圧測定装置。

【請求項 2】 前記陣痛信号検出器から出力される陣痛信号に基づいて、陣痛周期に関連する陣痛周期情報を算出する陣痛周期情報算出手段と、

2

該陣痛周期情報算出手段により算出される陣痛周期情報が短くなることに基づいて、前記血圧測定起動周期を短縮する起動周期短縮手段とを、さらに含むことを特徴とする請求項 1 記載の自動血圧測定装置。

【請求項 3】 前記血圧測定手段による血圧測定期間内に、前記陣痛信号が前記基線範囲を越えたことに基づいて、前記血圧測定手段による血圧測定の異常を判定する測定異常判定手段と、該測定異常判定手段により血圧測定の異常が判定された場合に、前記陣痛信号が前記基線範囲内となったことに基づいて、再度、前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる第 2 血圧測定起動手段とを、さらに含むことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の自動血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】本発明は、分娩時にも精度よく血圧値を測定できる自動血圧測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】生体の血圧値を監視するために用いられる装置として、予め設定された血圧測定起動周期毎に、カフの圧迫圧を変化させその圧迫圧の変化過程で得られる圧力信号に基づいて生体の血圧を測定する自動血圧測定装置が知られている。カフを用いて測定される血圧測定値は比較的信頼性が得られるからである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】分娩時にも血圧の監視は重要であるが、分娩中の血圧をカフを用いた自動血圧測定装置により測定しようとする場合、陣痛（すなわち子宮収縮）が起きると体動が激しくなり、正確な血圧値が得られないという問題があった。

【0004】本発明は以上のような事情を背景として為されたものであり、その目的とするところは、分娩中であっても正確な血圧値を測定できる自動血圧測定装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明の要旨とするところは、生体の一部への圧迫圧力を変化させるカフを用いてその生体の血圧値を予め設定された血圧測定起動周期の経過毎に自動的に測定する血圧測定手段を備えた自動血圧測定装置であって、(a) 前記生体の陣痛に関連して変動する陣痛信号を検出して出力する陣痛信号検出器と、(b) 予め設定された血圧測定起動周期が経過し、且つ、前記陣痛信号検出器から出力される陣痛信号が予め設定された基線範囲内であることに基づいて、前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる第1血圧測定起動手段とを、含むことにある。

【0006】

【発明の効果】このようにすれば、第1血圧測定起動手段によって前記血圧測定手段による血圧測定が起動されたときは、陣痛信号検出器から出力される陣痛信号が基線範囲内であり、陣痛信号が予め設定された基線範囲内にある場合は、陣痛の間欠期間である。すなわち、体動の激しくない間欠期間に血圧測定が開始されるので、正確な血圧値が測定される。

【0007】

【発明の他の態様】ここで、好適には、前記自動血圧測定装置は、前記陣痛信号検出器から出力される陣痛信号に基づいて、陣痛周期に関連する陣痛周期情報を算出する陣痛周期情報算出手段と、その陣痛周期情報算出手段により算出される陣痛周期情報が短くなることに基づいて、前記血圧測定起動周期を短縮する起動周期短縮手段とをさらに含むものである。分娩中においては、陣痛周期に関連する陣痛周期情報が短くなるほど、生体の異常の傾向を迅速に検出する必要があるが、このようにすれ

ば、起動周期短縮手段により、陣痛周期情報が短くなることに基づいて血圧測定起動周期が短縮される。すなわち、陣痛周期情報が短くなると血圧値がより短周期で得られるので、生体の異常の傾向を迅速に検出することができる。

【0008】また、好適には、前記血圧測定装置は、前記血圧測定手段による血圧測定期間内に、前記陣痛信号が前記基線範囲を越えたことに基づいて、前記血圧測定手段による血圧測定の異常を判定する測定異常判定手段と、その測定異常判定手段により血圧測定の異常が判定された場合に、前記陣痛信号が前記基線範囲内となったことに基づいて、再度、前記血圧測定手段による血圧測定を起動させる第2血圧測定起動手段とをさらに含むものである。血圧測定手段による血圧測定中に陣痛が再開すると、正確な血圧値が得られない可能性があるが、このようにすれば、測定異常判定手段により、血圧測定期間内に陣痛信号が前記基線範囲を越えたことに基づいて血圧測定の異常が判定された場合には、第2血圧測定起動手段により、陣痛信号が基線範囲内となった後に、再度、血圧測定手段による血圧測定が起動されるので、正確な血圧値が得られる。

【0009】

【発明の好適な実施の形態】以下、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明が適用された自動血圧測定装置8の構成を説明するブロック図である。

【0010】図1において、自動血圧測定装置8は、ゴム製袋を布製带状袋内に有してたとえば患者の上腕部12に巻回されるカフ10と、このカフ10に配管20を介してそれぞれ接続された圧力センサ14、切換弁16、および空気ポンプ18とを備えている。この切換弁16は、カフ10内への圧力の供給を許容する圧力供給状態、カフ10内を徐々に排圧する徐速排圧状態、およびカフ10内を急速に排圧する急速排圧状態の3つの状態に切り換えられるように構成されている。

【0011】圧力センサ14は、カフ10内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SPを静圧弁別回路22および脈波弁別回路24にそれぞれ供給する。静圧弁別回路22はローパスフィルタを備え、圧力信号SPに含まれる定常的な圧力すなわちカフ圧P_cを表すカフ圧信号SKを弁別してそのカフ圧信号SKをA/D変換器26を介して電子制御装置28へ供給する。

【0012】上記脈波弁別回路24はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SPの振動成分である脈波信号SMを周波数的に弁別してその脈波信号SMをA/D変換器29を介して電子制御装置28へ供給する。この脈波信号SMが表すカフ脈波は、患者の心拍に同期して図示しない上腕動脈から発生してカフ10に伝達される圧力振動波すなわちカフ脈波である。

【0013】上記電子制御装置28は、CPU30、R

5

6

OM 3 2, RAM 3 4, および図示しない I / O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU 3 0 は、ROM 3 2 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 3 4 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I / O ポートから駆動信号を出力して切換弁 1 6 および空気ポンプ 1 8 を制御し、また、血圧値 BP を測定し、その測定した血圧値 BP を表示器 3 6 に表示させる。

【0014】陣痛信号検出器 3 8 は、外測法の陣痛計に一般的に用いられるものと同様に構成された圧迫子であり、腹壁の最も突き出したところに装着バンド 4 0 により固定される。この陣痛信号検出器 3 8 は、円盤状のガードリング 4 2 と、そのガードリング 4 2 に嵌め入れられる受圧素子 4 4 とを備え、受圧素子 4 4 は、ガードリング 4 2 の腹壁に対向する面の中央に設けられて受圧素子 4 4 の外径よりもやや大きい径を有する嵌入穴 4 6 に嵌めつけられている。そして、陣痛信号検出器 3 8 が生体に装着された状態では、子宮が収縮して硬くなったことに基づく圧力が腹壁を通して受圧素子 4 4 により検出される。

【0015】受圧素子 4 4 により検出された圧力は、陣痛信号 SU として A / D 変換器 4 7 を介して上記電子制御装置 2 8 に出力される。さらに、電子制御装置 2 8 には、起動停止ボタン 4 8 から起動停止信号 SS が供給されるようになっている。

【0016】図 2 は、上記自動血圧測定装置 8 における電子制御装置 2 8 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。血圧測定手段 5 0 は、予め設定された血圧測定起動周期 T_{B1} の経過毎に、空気ポンプ 1 8 および切換弁 1 6 を制御することにより、カフ圧信号 SK が表すカフ 1 0 の圧迫圧力 P_C を、所定の目標圧力値 P_{CM} (たとえば、180 mmHg 程度の圧力値) まで急速昇圧させ、続いて、そのカフ圧 P_C を 3 mmHg/sec 程度の速度で徐速降圧させ、その徐速降圧期間内において順次採取される脈波信号 SM が表す脈波の振幅の変化に基づいて、よく知られたオシロメトリック法を用いて最高血圧値 $B P_{SYS}$ 、平均血圧値 $B P_{MEAN}$ 、および最低血圧値 $B P_{DIA}$ などを決定し、その決定した最高血圧値 $B P_{SYS}$ 、平均血圧値 $B P_{MEAN}$ 、および最低血圧値 $B P_{DIA}$ などを表示器 3 6 に表示させる。

【0017】第 1 血圧測定起動手段 5 4 は、予め設定された血圧測定起動周期 T_{B1} が経過し、且つ、陣痛信号検出器 3 8 により検出される陣痛信号 SU が予め設定された基線範囲 R_B 内であることに基づいて、血圧測定手段 5 0 による血圧測定を起動させる。血圧測定手段 5 0 により血圧値 BP が正確に測定されるためには、体動が少ない状態で測定される必要があるが、陣痛が起きているときは体動が激しいことから、血圧測定起動周期 T_{B1} が経過した場合であっても、陣痛信号 SU が基線範囲 R_B 内にない場合には血圧測定を起動させないものである。こ

こで、上記基線範囲 R_B は、図 3 に一例を示す陣痛波形において、基線 (ベースライン) L に対してそれほど変動していない範囲である。従って、基線範囲 R_B は、陣痛のない状態を判断するために予め設定された判断基準範囲であって、たとえば、逐次検出される陣痛信号 SU の変化値 (すなわち変化率或いは変化量) が予め設定された比較的小さい判定値 α 以下である範囲とされる。または、逐次検出される陣痛波形の基線 L が、たとえば陣痛信号 SU の変化値に基づいて決定され、その基線 L から予め設定された一定値 β を加えた範囲 ($(L + \beta)$ 以下) が基線範囲 R_B とされてもよい。また、上記血圧測定起動周期 T_{B1} は、たとえば 30 分に設定される。

【0018】陣痛周期情報算出手段 5 6 は、陣痛周期に関連する陣痛周期情報、すなわち陣痛周期 T_U または間欠期間 T_A を、陣痛信号検出器 3 8 から出力される陣痛信号 SU に基づいて算出する。陣痛周期 T_U を算出する場合は、陣痛波形のピークからピークまでの期間を算出する。間欠期間 T_A を算出する場合は、陣痛信号検出器 3 8 から出力される陣痛信号 SU が前記基線範囲 R_B にある期間を算出する。図 3 には、上記陣痛周期情報算出手段 5 6 により決定される陣痛周期 T_U および間欠期間 T_A を図示する。

【0019】起動周期短縮手段 5 8 は、上記陣痛周期情報算出手段 5 6 により算出される陣痛周期情報が短くなることに基づいて、前記血圧測定起動周期 T_B を短い側へ変更する。たとえば、陣痛周期情報が短くなることに比例させて連続的に血圧測定周期 T_B を短縮する。または、陣痛周期情報が、予め設定された一つ或いは複数の設定期間を下回る毎に、予め設定された所定値だけ血圧測定起動周期 T_B を短縮する。

【0020】測定異常判定手段 6 0 は、血圧測定手段 5 0 による血圧測定期間内に、陣痛信号 SU が前記基線範囲 R_B を越えたことに基づいて、その血圧測定が異常である (すなわち、測定される血圧値の信頼性が低い) と判定する。陣痛の間欠期間 T_A に血圧測定を開始したとしても、血圧測定中に陣痛が再開して体動が激しくなると、測定される血圧値 BP は不正確である可能性が高いので、血圧測定が異常であると判定するのである。

【0021】第 2 血圧測定起動手段 6 2 は、上記測定異常判定手段 6 0 により血圧測定の異常が判定された場合に、陣痛信号 SU が基線範囲 R_B 内となったことに基づいて、再度、血圧測定手段 5 0 による血圧測定を起動させる。上記測定異常判定手段 6 0 により血圧測定の異常が判定されたときは、陣痛 (発作) が発生している場合であるので、陣痛が休止し、間欠期間 T_A となるのを待って、再度、血圧測定を起動させるのである。なお、血圧測定を起動させるのは、間欠期間 T_A となった後すぐでもよいし、それから所定期間経過した後であってもよい。

【0022】図 4 は、図 2 の機能ブロック線図に示した

電子制御装置 28 の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。本ルーチンは、起動停止ボタン 48 が操作され、起動停止信号 S5 が供給された場合に実行される。

【0023】図 4 において、まず、図示しない初期ステップにおいて経時タイム t がクリアされ、続く、ステップ S1 (以下、ステップを省略する。) では、切換弁 16 が圧力供給状態に切り換えられ且つ空気ポンプ 18 が駆動されることにより、血圧測定のためにカフ 10 の急速昇圧が開始される。

【0024】続く S2 では、カフ圧 P_c が 180 mmHg 程度に予め設定された目標圧力値 P_{CM} 以上となったか否かが判断される。この S2 の判断が否定された場合は、上記 S1 以下が繰り返されることによりカフ圧 P_c の上昇が継続される。

【0025】しかし、カフ圧 P_c の上昇により上記 S2 の判断が肯定されると、続く S3 では、空気ポンプ 18 が停止させられ、且つ切換弁 16 が徐速排圧状態に切り換えられて、カフ 10 内の圧力が予め設定された 3 mmHg/sec 程度の緩やかな速度で降圧させられる。

【0026】続く S4 では、その徐速降圧過程において、脈波弁別回路 24 から逐次供給される脈波信号 SM が表す脈波の振幅の変化に基づいて、良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って最高血圧値 $B P_{SYS}$ 、平均血圧値 $B P_{MEAN}$ 、および最低血圧値 $B P_{DIA}$ が測定される。

【0027】続く S5 では、カフ圧 P_c の徐速降圧過程、すなわち血圧値決定アルゴリズムの実行過程において、逐次読み込まれている陣痛信号 SU の変化率 d_{SU} が算出される。この変化率 d_{SU} は、たとえば、最新の陣痛信号 SU をその直前に読み込まれた陣痛信号 SU で割ることにより算出される。

【0028】続く測定異常判定手段 60 に対応する S6 では、上記 S5 で算出された陣痛信号 SU の変化率 d_{SU} が予め設定された判定値 α 以下であるか否か、すなわち、変化率 d_{SU} が基線範囲 R_B 内であるか否かが判断される。この判断が否定される場合、すなわち、変化率 d_{SU} が上記基線範囲 R_B を越えている場合、発作により正確な血圧測定が行えない可能性が高いので、血圧測定を中止させるために、続く S7 において、切換弁 16 が急速排圧状態に切り換えられてカフ 10 内が急速に排圧される。

【0029】一方、上記 S6 の判断が肯定される場合は、血圧測定が継続され、続く S8 において、血圧測定が終了したか否かが、上記血圧値決定アルゴリズムにおいて最後に決定される最低血圧値 $B P_{DIA}$ が決定されたか否かにより判断される。この判断が否定される場合は、前記 S4 以下が繰り返し実行されることにより血圧値決定アルゴリズムの実行が継続される。

【0030】しかし、上記 S8 の判断が肯定された場合

には、続く S9 において、切換弁 16 が急速排圧状態に切り換えられてカフ 10 内が急速に排圧されることにより血圧測定が終了させられる。従って、S1 乃至 S4 および S8 乃至 S9 が血圧測定手段 50 に対応する。

【0031】そして、続く S10 において経時タイム t がクリアされた後、S11 において、上記のようにして決定された最高血圧値 $B P_{SYS}$ 、平均血圧値 $B P_{MEAN}$ 、最低血圧値 $B P_{DIA}$ が表示器 36 に表示される。

【0032】続く S12 では、経時タイム t の内容に「1」が加算され、続く S13 では、再び前記 S5 と同様にして陣痛信号 SU の変化率 d_{SU} が算出される。

【0033】続いて、陣痛周期情報算出手段 56 に対応する S14 乃至 S15 が実行される。まず、S14 では、上記 S13 で算出された陣痛信号 SU の変化率 d_{SU} が前記基線範囲 R_B 内であるか否かが判断される。前述のように、血圧測定は間欠期間 T_A に行なわれるようにされていることから、血圧測定の終了直後はこの判断が肯定され、後述する S18 が実行される。しかし、この S14 は、次の血圧測定が起動されるまで繰り返し実行されるので、血圧測定終了から時間が経過し、再び発作が起きると、この S14 の判断が否定される。

【0034】S14 の判断が否定されると、または、血圧測定中における前記 S6 の判断が否定されると、続く S15 において、前回、S14 または S6 の判断が否定されてから、今回、S14 または S6 の判断が否定されるまでの期間、すなわち、S14 または S6 の判断が肯定されている期間が間欠期間 T_A として算出される。

【0035】続く S16 では、上記 S15 で算出された間欠期間 T_A が、予め設定された設定期間 T_{A1} よりも短いかが判断される。この判断が否定された場合は、直接、前記 S12 以降が繰り返されるが、肯定された場合は、間欠期間 T_A が短くなってきている場合であるので、短周期で血圧測定を実行するために、続く起動周期短縮手段 58 に対応する S17 において、当初設定されていた血圧測定起動周期 T_{B1} (たとえば 30 分) が、それよりも短く設定された血圧測定起動周期 T_{B2} (たとえば 10 分) へと短縮 (変更) された後、前記 S12 以降が繰り返される。

【0036】一方、前記 S14 の判断が肯定された場合、すなわち、間欠期間 T_A であると判断された場合、続く S18 において、さらに、経時タイム t が血圧測定周期 T_{B1} を越えたか否かが判断される。この判断が否定された場合は、前記 S12 以降が繰り返し実行される。しかし、肯定された場合は、間欠期間 T_A であり、且つ、血圧測定起動周期 T_{B1} を経過した場合であるので、前記 S1 以降が実行されることにより、血圧値が自動的に測定される。すなわち、S14 において陣痛信号 SU が基線範囲 R_B 内と判断され、S18 において経過時間 t が血圧測定周期 T_{B1} を越えたと判断された場合に血圧測定が起動されるので、S14 および S18 が第 1 血圧

測定起動手段 5 4 に対応する。また、血压測定中に S 6 において陣痛信号 S U が基線範囲 R_B を越えたと判断された後に、S 1 4 において陣痛信号 S U が基線範囲 R_B と判断された場合（この場合には、経時タイマ t は血压測定起動周期 T_{B1} を越えている）にも血压測定が起動されるので、S 6 の判断が否定された後に実行される S 1 4 が第 2 血压測定起動手段 6 2 に対応する。

【0037】上述のように、本実施例によれば、第 1 血压測定起動手段 5 4（S 1 4、S 1 8）によって血压測定手段 5 0（S 1 乃至 S 4、S 8 乃至 S 9）による血压測定が起動されたときは、陣痛信号検出器 3 8 から出力される陣痛信号 S U が予め設定された基線範囲 R_B 内であり、陣痛信号 S U が基線範囲 R_B 内にある場合は、陣痛の間欠期間 T_B である。すなわち、体動の激しくない間欠期間 T_B に血压測定が開始されるので、正確な血压値 B P が測定される。

【0038】また、本実施例によれば、起動周期短縮手段 5 8（S 1 7）により、間欠期間 T_A が所定期間 T_{A1} より短くなると血压測定起動周期 T_{B1} が短縮される。すなわち、間欠期間 T_A が所定期間 T_{A1} より短くなると血压値 B P がより短周期で得られるので、生体の異常の傾向を迅速に検出することができる。

【0039】また、本実施例によれば、測定異常判定手段 6 0（S 6）により、血压測定期間内に陣痛信号 S U が基線範囲 R_B を越えたことによって血压測定の異常が判定された場合には、第 2 血压測定起動手段 6 2（S 1 4）により、陣痛信号 S U が基線範囲 R_B 内となった後に、再度、血压測定手段 5 0（S 1 乃至 S 4、S 8 乃至 S 9）による血压測定が起動されるので、正確な血压値 B P が得られる。

【0040】以上、本発明の一実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0041】たとえば、前述の実施例の図 4 のフローチャートでは、S 1 8 において経時タイマ t が血压測定起動周期 T_{B1} を越えた場合には、直後に血压測定が開始されるようになっていたが、その S 1 8 の判断に続いて、発作が休止した直後か否かが判断され、発作が休止した*

*直後であれば所定時間経過後に血压測定を開始させるようにしてもよい。

【0042】また、前述の実施例の図 4 のフローチャートでは、S 6 において血压測定の異常が継続的に判断されていたが、S 8 において血压測定の終了が判断された後に、1 回のみ血压測定の異常が判断されてもよい。

【0043】また、前述の実施例では、陣痛信号検出器 3 8 は生体の腹壁上に装着される形式すなわち外測法により陣痛信号 S U が検出されていたが、羊水圧や胎児産道間圧等を測定する内測法により陣痛信号 S U が検出されてもよい。

【0044】また、前述の実施例の血压測定手段 5 0 は、所謂オシロメトリック方式で血压を測定するように構成されていたが、コロトコフ音の発生時および消滅時のカフ圧を最高血压値および最低血压値として決定する所謂 K 音方式により血压測定するものであっても差し支えない。

【0045】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明が適用された自動血压測定装置の構成を説明するブロック図である。

【図 2】図 1 の自動血压測定装置における電子制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

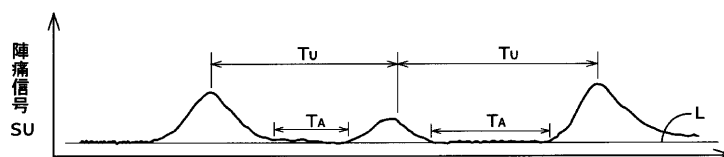
【図 3】図 1 の陣痛信号検出器により検出される陣痛信号 S U が表す心痛波形の一例を示す図である。

【図 4】図 2 の機能ブロック線図に示した電子制御装置の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

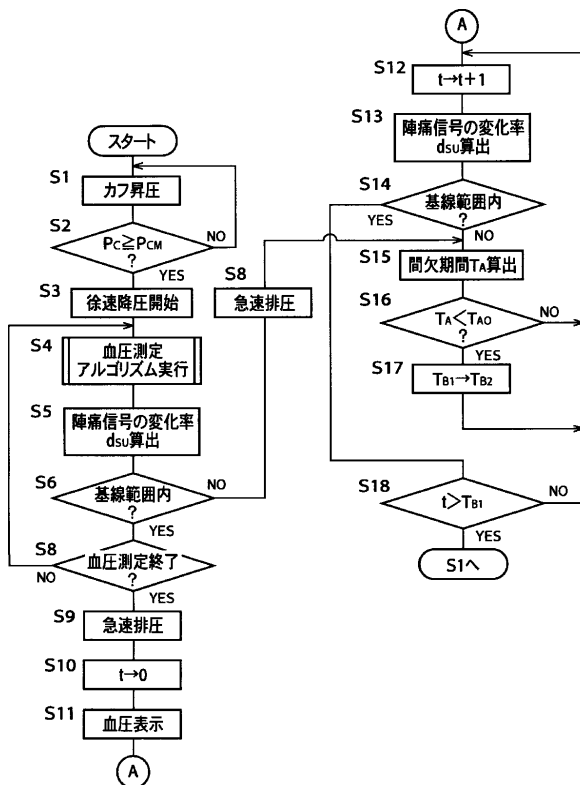
【符号の説明】

- 1 0 : 自動血压測定装置
- 3 8 : 陣痛信号検出器
- 5 0 : 血压測定手段
- 5 4 : 第 1 血压測定起動手段
- 5 6 : 陣痛周期情報算出手段
- 5 8 : 起動周期短縮手段
- 6 0 : 測定異常判定手段
- 6 2 : 第 2 血压測定起動手段

【図 3】



【図 1】



专利名称(译)	自动血压测量装置		
公开(公告)号	JP3342465B2	公开(公告)日	2002-11-11
申请号	JP2000060291	申请日	2000-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	日本柯林股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	日本科林有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	日本科林有限公司		
[标]发明人	伊藤久		
发明人	伊藤 久		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/021 A61B5/022		
CPC分类号	A61B5/033 A61B5/02125 A61B5/02141 A61B5/022 A61B5/02225 A61B5/721		
FI分类号	A61B5/00.P A61B5/02.337.Z A61B5/02.337.N A61B5/00.Q A61B5/02.634.N A61B5/02.634.Z A61B5/022.400.N A61B5/022.400.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AB01 4C017/AB05 4C017/AC04 4C017/BC16 4C017/BD01 4C017/BD06 4C117/XA02 4C117/XB01 4C117/XC19 4C117/XC26 4C117/XC30 4C117/XD13 4C117/XE15 4C117/XG17 4C117/XG18 4C117/XH06 4C117/XJ05 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ52 4C117/XM05		
审查员(译)	藤原伸二		
其他公开文献	JP2001245858A		

摘要(译)

[目的]提供一种即使在分娩期间也能够测量准确的血压值的自动血压测量装置。A，使用箍带10，用于改变在自动血压测定装置8与一个血压测量在活体的部分的压缩压力装置50用于自动地测量活的血压，在与劳动连接用于检测在预设的血压测量激活时段已经过去的劳动信号检测器38输出的波动的劳动信号SU和收缩信号SU以及预设的基线范围R的劳动信号检测器38第一血压测量激活装置54用于通过血压测量装置50激活血压测量，其基于它在B内。以这种方式，当血压测量装置50的血压测量由第一血压测量激活装置54开始时，由于劳动信号SU在基线范围R B内，劳动间歇期T B。即，由于血压测量在身体运动不严重的间歇期T B中开始，因此测量准确的血压BP。

【图3】

