(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3551334号
(P3551334)

(45)発行日　平成16年8月4日(2004.8.4)　(24)登録日　平成16年5月14日(2004.5.14)

(51)Int.Cl.[7]		F I		
A61B	5/0245	A61B	5/02	310Z
A61B	5/022	A61B	5/02	337E
A61B	5/026	A61B	5/02	340A
A61B	5/145	A61B	5/14	310

請求項の数 3　(全 10 頁)

(21)出願番号　特願平7-178862
(22)出願日　平成7年7月14日(1995.7.14)
(65)公開番号　特開平8-89487
(43)公開日　平成8年4月9日(1996.4.9)
審査請求日　平成13年2月7日(2001.2.7)
(31)優先権主張番号　特願平6-173026
(32)優先日　平成6年7月26日(1994.7.26)
(33)優先権主張国　日本国(JP)

(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　根木　潤
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　武田　朴
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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】脈波波形検出装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

脈波の立ち上がり点を検出する脈波波形検出装置において、
生体の脈波を検出する脈波検出手段と、
前記脈波検出手段からの脈波信号を微分する微分手段と、
前記微分手段からの微分波形の下向きゼロクロス点を検出する第１検出手段と、
前記微分波形の最大点を前記下向きゼロクロス点から逆上って検出する第２検出手段と、
前記第２検出手段が検出した最大点に対応する前記脈波信号の傾き最大点から逆上った所定の点を脈波の立ち上がり点として検出する第３検出手段と、
を備え、該第３検出手段は、
前記脈波信号の傾き最大点を始点として設定し、
該始点の直前の前記脈波信号上の点を基準点として設定し、
該基準点の直前の前記脈波信号上の点を判定点として設定し、
始点と、基準点に対して所定の関係を有する点とを結んだ直線をスコープとし、判定点がスコープに対して基準点と同じ側にあるか否かを判定し、
該判定の結果により判定点が基準点と同じ側にあると判定されたとき基準点及び判定点を一つ逆上らせて新たに基準点及び判定点を設定して、前記判定処理を判定点が基準点と異なる側にあると判定されるまで繰り返し実行し、
前記判定の結果により判定点が基準点と異なる側にあると判定されたとき、そのとき設定されていた基準点を脈波立ち上がり点として決定することを特徴とする脈波波形検出装置

。
【請求項２】
前記基準点に対して所定の関係を有する点は、脈波信号の基準点における接線に垂直な直線上で基準点から所定距離だけ離れた点であることを特徴とする請求項１記載の脈波波形検出装置。
【請求項３】
前記基準点に対して所定の関係を有する点は、前記基準点から時間軸上で所定時間逆上った点であることを特徴とする請求項１記載の脈波波形検出装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、血圧計、血流計、パルスオキシメーター及び脈波伝播速度計等に利用され、脈波を測定する際の波形立ち上がり点を検出する脈波波形検出装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
従来、血圧計では、その血圧測定法としてコロトコフ音認識法、オシロメトリック法が知られている。コロトコフ音認識法による血圧測定では、雑音による影響や、コロトコフ音の抜けが発生し易いとともに、拡張期圧以下でもコロトコフ音が消えないことがある。この血圧測定の精度低下を避けることが出来るオシロメトリック法による血圧測定では、動脈の拍動に起因する脈波をカフ内の振動として捉え、この振動に基づいて収縮期圧と拡張期圧を測定している。
【０００３】
このオシロメトリック法による血圧測定では、脈波の波高値の変化から収縮期圧と拡張期圧を測定しているため、その波形ピーク点と立ち上がり点の測定が行われる。この場合、波形ピーク点を検出し、さらに、立ち上がり点を脈波波形の傾きの変化などを捉えて検出し、波高値を検出している。
【０００４】
【発明が解決しようとする課題】
脈波の波形ピーク点は明確に出現するため容易かつ確実に検出できる。一方、脈波の立ち上がり点は、波形の傾きが変化する点であり、検出が難しい。特にカフ圧の減圧時の過渡的な圧力の揺れやドリフト、ノイズ等がある場合、そのような圧力変化も脈波波形に加えて演算してしまうので、立ち上がり点特定の精度が劣化する。そのため収縮期圧と拡張期圧の血圧測定の精度が劣化するという欠点がある。
【０００５】
本発明は、このような従来の技術における欠点を解決するものであり、脈波を測定して立ち上がり点の検出を行う際に、その脈波の立ち上がり点が正確に検出でき、例えば、血圧計で血圧測定を行う際の収縮期圧と拡張期圧の測定精度が向上する脈波波形検出装置の提供を目的とする。
【０００６】
【課題を解決するための手段】
上記目的を達成するために、請求項１の発明では、脈波の立ち上がり点を検出する脈波波形検出装置において、生体の脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段からの脈波信号を微分する微分手段と、前記微分手段からの微分波形の下向きゼロクロス点を検出する第１検出手段と、前記微分波形の最大点を前記下向きゼロクロス点から逆上って検出する第２検出手段と、前記第２検出手段が検出した最大点に対応する前記脈波信号の傾き最大点から逆上った所定の点を脈波の立ち上がり点として検出する第３検出手段と、を備え、該第３検出手段は、前記脈波信号の傾き最大点を始点として設定し、該始点の直前の前記脈波信号上の点を基準点として設定し、該基準点の直前の前記脈波信号上の点を判定点として設定し、始点と、基準点に対して所定の関係を有する点とを結んだ直線をスコープとし、判定点がスコープに対して基準点と同じ側にあるか否かを判定し、該判定の結果

により判定点が基準点と同じ側にあると判定されたとき基準点及び判定点を一つ逆上らせて新たに基準点及び判定点を設定して、前記判定処理を判定点が基準点と異なる側にあると判定されるまで繰り返し実行し、前記判定の結果により判定点が基準点と異なる側にあると判定されたとき、そのとき設定されていた基準点を脈波立ち上がり点として決定することを特徴とする。

【０００７】

請求項２記載の脈波波形検出装置は、前記基準点に対して所定の関係を有する点は、脈波信号の基準点における接線に垂直な直線上で基準点から所定距離だけ離れた点であることを特徴とする。

【０００８】

請求項３記載の脈波波形検出装置は、前記基準点に対して所定の関係を有する点は、前記基準点から時間軸上で所定時間逆上った点であることを特徴とする。

【０００９】

【作用】

このような構成の請求項１～３記載の脈波波形検出装置では、脈波信号を微分した微分波形における下向きゼロクロス点を検出し、この微分波形の最大点を下向きゼロクロス点から逆上って検出する。微分波形の最大点は、脈波信号の傾きが最大の点に対応する。この傾き最大点を始点とし、始点の直前の点を基準点とし、基準点の直前の点を判定点として設定して、始点と、基準点に対して所定の関係を有する点とを結んだ直線をスコープとし、判定点が、スコープに対して基準点と同じ側にあるか否かを判定する。判定点が基準点と同じ側にあると判定されたとき基準点及び判定点を一つ逆上らせて新たに基準点及び判定点を設定して、前記判定処理を判定点が基準点と異なる側にあると判定されるまで繰り返し実行する。その結果、判定点が基準点と異なる側にあると判定されたとき、そのとき設定されていた基準点を脈波立ち上がり点として決定する。

好ましくは、基準点に対して所定の関係を有する点を、脈波信号の基準点における接線に垂直な直線上で基準点から所定距離だけ離れた位置に、または、基準点から時間軸上で所定時間逆上った位置に設定する。

【００１０】

したがって、この脈波波形検出装置を適用する、例えば、血圧計で血圧測定を行う際の収縮期圧と拡張期圧の測定精度が向上し、また、血流計では、連続する血流脈波における脈波の波形立ち上がり点が正確に検出されて、その積分した正確な拍出量が測定される。さらに、パルスオキシメーターでは、赤外（ＩＲ）光に対する検出信号の交流成分と、赤色（Ｒ）光に対する検出信号の交流成分のそれぞれの振幅値が脈波の波形立ち上がり点から正確に測定される。また、脈波伝播速度計では、頸動脈脈波と股動脈脈波の伝播時間が、脈波の波形の立ち上がり点から正確に測定される。

【００１１】

【発明の実施の形態】

次に、本発明の脈波波形検出装置の実施例を図面を参照して詳細に説明する。 図１は本発明の脈波波形検出装置が適用される血圧計の構成例を示すブロック図である。図１において、この血圧計は、被測定者の上腕や指に取り付けるカフ１と、このカフ１での空気圧力と血圧脈波を示す信号を出力する圧力センサ２と、カフ１を制御信号Ｃ１の指示値まで加圧するためのポンプ３とが設けられている。さらに、カフ１の加圧後に制御信号Ｃ２の指示値で暫時、排気してカフ１を減圧するための電磁弁４と、圧力センサ２からの直流の圧力信号Ｓ１を図示しないローパスフィルタ（ＬＰＦ）などで取り出し、かつ、高域の雑音成分を除去して増幅する直流増幅器６とが設けられている。

【００１２】

さらに、直流増幅器６からの圧力信号（Ｓ１）をデジタル信号に変換するＡ／Ｄ変換器７と、圧力センサ２からの血圧脈波信号（Ｓ２）を直流増幅器６内の図示しないバンドパスフィルタ（ＢＰＦ）又はハイパスフィルタ（ＨＰＦ）等を通じて取り出し、その血圧脈波信号（Ｓ２）を増幅する交流増幅器８とが設けられている。また、交流増幅器８からの血

圧脈波信号（Ｓ２）をデジタル信号に変換するＡ／Ｄ変換器９と、ポンプ３からの空気の送出を制御するためのポンプ制御器１１と、電磁弁４での排気を制御するための駆動を行う電磁弁駆動器１２とが設けられている。

【００１３】

さらに、この血圧計には、Ａ／Ｄ変換器７，９からの圧力信号（Ｓ１）及び血圧脈波信号（Ｓ２）を取り込んで脈波の波形ピーク点と立ち上がり点の検出を行うとともに、さらに、ポンプ制御器１１を通じてポンプ３を制御し、また、電磁弁駆動器１２を通じてカフ１内の圧縮空気を排気して減圧する制御を行う制御器１３を有している。さらに、脈波の波形ピーク点と立ち上がり点の検出スタートを指示し、また、各種の操作を行うためのキーパネル１４と、処理内容や処理波形などを画面表示する液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）１５とが設けられている。

【００１４】

制御器１３は、Ａ／Ｄ変換器７，９からの圧力信号（Ｓ１）及び血圧脈波信号（Ｓ２）を取り込み、ポンプ制御器１１及び電磁弁駆動器１２への制御信号を送出するためのＩ／Ｏポート１３ａと、ＣＰＵ１３ｂと、ワーキング用のＲＡＭ１３ｃと、この装置の制御プログラムを格納したＲＯＭ３ｄとで構成されている。

【００１５】

次に、この実施例の動作について説明する。

図２はカフ１の圧力状態、血圧脈波信号（Ｓ２）及び脈波の立ち上がり点マーク波形を示す図であり、図３は、図１に示す血圧計の全体動作（血圧測定）の処理手順を示すフローチャートである。図１から図３において、図１中の制御器１３によってポンプ３が、予めキーパネル１４から設定された値に制御されて図２（ａ）に示すようにカフ１が加圧され、かつ、制御器１３によって電磁弁４が制御されて図２（ａ）に示すようにカフ１が時間経過とともに減圧される。この減圧の状態を示す圧力信号（Ｓ１）を圧力センサ２、直流増幅器６及びＡ／Ｄ変換器７を通じて制御器１３内のＣＰＵ１３ｂがＩ／Ｏポート１３ａを介して取り込む。同時に血圧脈波信号（Ｓ２）を交流増幅器８及びＡ／Ｄ変換器９を通じて制御器１３のＣＰＵ１３ｂがＩ／Ｏポート１３ａを介して取り込む。

【００１６】

ＣＰＵ１３ｂは図４（ａ）、（ｂ）に示すように、カフ１の減圧の一段階ごとに、圧力センサ２からの血圧脈波信号（Ｓ２）（図４（ａ））の平滑化微分を行い、その微分波形（図４（ｂ））の下向きゼロクロス点ｍを検出する（ステップ（図３中、Ｓで示す）１１，１２）。さらに、図４（ｂ）に示す最大点Ｐを下向きゼロクロス点ｍから逆上って検出し、その最大点Ｐが、脈波以外の雑音成分が除去されているか否かを調べるため、予め設定したスレッショルドレベル（しきい値）以上か否かを判断する（ステップ１３，１４）。

【００１７】

スレッショルドレベル未満の場合（ステップ１４：Ｎｏ）はステップ１１に戻りこれまでの処理を繰り返す。スレッショルドレベル以上の場合（ステップ１４：Ｙｅｓ）は微分前の元の波形である図２（ｂ）に示す血圧脈波信号Ｓ２から脈波の最高値点（ピークポイント）を探し、脈波最高点を決定する（ステップ１５，１６）。この後、ステップ１３で検出された最大点Ｐから脈波立ち上がり点を探し、この脈波立ち上がり点を決定する（ステップ１７）。次に、この脈波立ち上がり点とステップ１６で求めた脈波最高点とから脈波波高を決定する（ステップ１８）。次にカフ１の圧力が減圧していく全段階で得られた血圧脈波信号（Ｓ２）の波高値が予め設定した終了条件を満たしているか否かを判断する（ステップ１９）。終了条件としては、本実施例では最大波高値の５０％～７０％以下の脈波波高値が１～４拍検出される場合を設定する。ここで満たされていない場合（ステップ１９：Ｎｏ）、さらに、カフ１の減圧を行って（ステップ２０）ステップ１１に戻り、これまでの処理を繰り返す。すなわち、カフ１の全段階での減圧での血圧脈波信号（Ｓ２）の脈波波高を決定する。

【００１８】

ステップ１９で上記終了条件が満たされたと判断した場合（ステップ１９：Ｙｅｓ）、制

御器１３が電磁弁駆動器１２を通じて電磁弁４を全開する。これまでのデータが制御器１３のＲＡＭ１３ｃに記憶されており、この後、制御器１３で計算して収縮期圧と拡張期圧との血圧値を決定する（ステップ２１）。

【００１９】

このように、カフ１の減圧の一段階ごとに検出した血圧脈波信号（Ｓ２）を微分処理し、次に脈波最高値点を検出して、さらに、波形の立ち上がり点検出を行っている。次に、この脈波立ち上がり点の決定方法（図３中のステップ１７）について詳細に説明する。

【００２０】

図５は、脈波立ち上がり点を垂線で決定する処理手順のフローチャート（サブルーチン）であり、図６は、垂線による脈波立ち上がり点決定の処理状態を示す模式図である。図５及び図６において、図３中のステップ１６によって、制御器１３の処理で脈波最高値点を決定した後に、図６（ａ）に示す検出一回目で、図４（ｂ）に示した最大点（波形差分ピークポイント）Ｐに対応する血圧脈波信号（Ｓ２）の点を始点にして脈波立ち上がり点の検出を開始し、その始点の直前の点を基準点Ａ（ｉ）に設定する（ステップ３０，３１）。血圧脈波信号（Ｓ２）の基準点Ａ（ｉ）における接線から垂直にグラフ上距離εをとり、始点と距離εの先端を結んだ線をスコープとし、基準点の直前の判定点Ａ（ｉ－１）がスコープの内側（スコープに対して基準点Ａ（ｉ）と同じ側）に入っているか否かを見るとともに、この判断を行う（ステップ３２，３３，３４）。心臓の収縮拡張運動には個人差はあるが、左心室収縮期間等から立ち上がり点を特定する適切な距離εを多くの被検者データの統計的処理から得ることができる。

【００２１】

ステップ３４で判定点Ａ（ｉ－１）がスコープの内側に入っている場合（Ｙｅｓ）、図６（ｂ）に示すように基準点を一つ進めて基準点Ａ（ｉ－１）とし（ステップ３５）、ステップ３２の処理を繰り返す。すなわち、基準点における接線から垂直に距離εをとる処理手順から繰り返す（ステップ３２）。この繰り返しの後にステップ３４で判定点がスコープの外側に出た図６（ｃ）に示す場合（Ｎｏ）、この基準点を立ち上がり点として決定する（ステップ３６）。

【００２２】

図７は、脈波立ち上がり点を時間軸で決定する処理手順のフローチャート（サブルーチン）であり、図８は、時間軸による脈波立ち上がり点の決定の処理状態の模式図である。図７及び図８において、図３中のステップ１６によって制御器１３の処理で脈波最高値点を決定した後に、図８（ａ）に示す検出一回目で、図４（ｂ）に示した最大点（波形微分最高値点）Ｐに対応する血圧脈波信号（Ｓ２）の時間軸点を始点にして脈波立ち上がり点（時間軸点）の検出を開始し、始点の直前の時間軸を基準点Ａ（ｉ）に設定する（ステップ４０，４１）。基準点Ａ（ｉ）から時間軸の反対方向にグラフ上所定時間ｔをとり、始点と所定時間ｔの経過点とを結んだ線をスコープとし、基準点Ａ（ｉ）の直前の判定点Ａ（ｉ－１）がスコープの内側（スコープに対して基準点Ａ（ｉ）と同じ側）に入っているか否かを見るとともに、この判断を行う（ステップ４２，４３，４４）。

【００２３】

ステップ４４で判定点Ａ（ｉ－１）がスコープの内側に入っている場合（Ｙｅｓ）、図８（ｂ）に示すように基準点を時間軸の反対方向に一つ進めて基準点をＡ（ｉ－１）とし（ステップ４５）、ステップ４２の処理を繰り返す。すなわち、基準点から時間軸の反対方向に所定時間ｔをとる処理手順から繰り返す。この繰り返しの後にステップ４４で判定点がスコープの外側に出た図８（ｃ）に示す場合（Ｎｏ）、この基準点を脈波立ち上がり点として決定する（ステップ４６）。

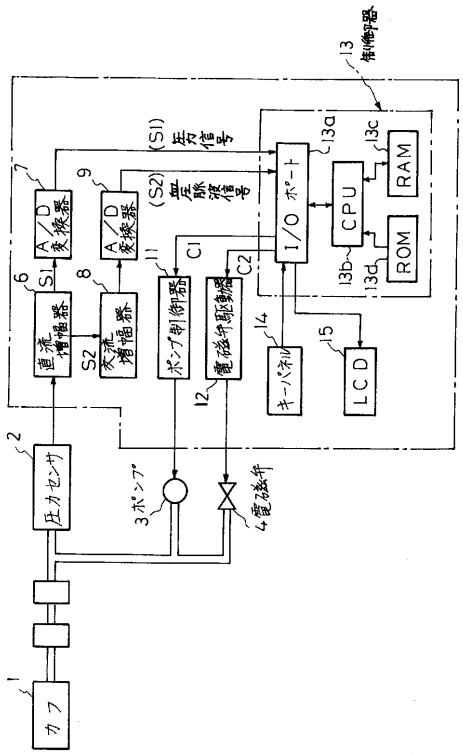
【００２４】

このようにして脈波の波形立ち上がり点を正確に検出し、血圧計における収縮期圧と拡張期圧の血圧値が正確に判明することになる。脈波の波形立ち上がり点の検出は、他の医療計測機器でも必要とされており、例えば、血流計、パルスオキシメーター及び脈波伝播速度計でも当該脈波波形検出装置は適用可能である。

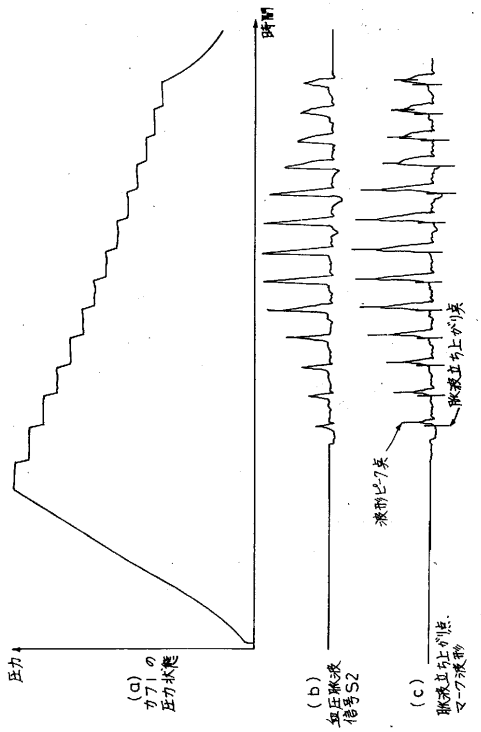
【００２５】
以下、この脈波波形検出装置が適用される他の実施例について説明する。
まず、血流計では、図９に示すように連続する血流脈波における脈波波形の立ち上がり点から、次の血流脈波における脈波波形の立ち上がり点までの波形間ｕを積分して、血液の拍出量を検出する。したがって、前述の血圧計と同様に波形立ち上がり点が正確に検出され、この脈波波形の立ち上がり点間の波形を積分することによって、確実な拍出量が測定できることになる。
【００２６】
次に、パルスオキシメーターでは、図１０（ａ）に示すように、赤外（ＩＲ）光に対する検出信号の交流成分ＡＣ１と、図１０（ｂ）に示す赤色（Ｒ）光に対する検出信号の交流成分ＡＣ２のそれぞれの振幅値を測定する。この振幅値を測定する場合、前述の血圧計と同様にして脈波の波形立ち上がり点が正確に検出されることによって、交流成分ＡＣ１，ＡＣ２が確実に測定できるようになる。
【００２７】
また、脈波伝播速度計では、図１１に示すように頸動脈脈波と股動脈脈波の伝播時間Ｔが検出される。この場合も、前述の血圧計と同様にして脈波の波形の立ち上がり点が正確に検出されることによって、確実に伝播時間Ｔが測定できるようになる。
【００２８】
【発明の効果】
以上の説明から明らかなように、請求項１～３記載の脈波波形検出装置によれば、脈波信号を微分した微分波形における下向きゼロクロス点を検出し、この微分波形の最大点を下向きゼロクロス点から逆上って検出し、この傾き最大点を始点とする。始点の直前の点を基準点とし、この基準点の直前の点を判定点として設定し、始点と、基準点に対して所定の関係を有する点とを結んだ直線をスコープとする。判定点が、スコープに対して基準点と同じ側にあるか否かを判定し、同じ側にあると判定したとき基準点及び判定点を一つ逆上らせて新たに基準点及び判定点を設定する。この処理を繰り返し実行し、判定点が基準点と異なる側にあると判定されたとき、そのとき設定されていた基準点を脈波立ち上がり点として決定する。このため、脈波に外乱などによる変動が重畳した場合であってもその脈波の波形立ち上がり点がより正確に検出される。したがって、脈波の波形を用いて各種の計測を行う装置での脈波立ち上がり点の正確な検出値が得られるという効果を有する。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明の脈波波形検出装置が適用される血圧計の構成例を示すブロック図である。
【図２】実施例にあってカフの圧力状態と血圧脈波及び脈波の立ち上がり点を示す図である。
【図３】図１に示す血圧計の全体動作の処理手順を示すフローチャートである。
【図４】実施例の動作にあって血圧脈波信号と、その微分波形を示す図である。
【図５】実施例の動作にあって脈波立ち上がり点を垂線で決定する処理手順のフローチャート（サブルーチン）である。
【図６】図５に示す垂線による脈波立ち上がり点決定の処理状態を示す模式図である。
【図７】実施例の動作にあって脈波立ち上がり点を時間軸で決定する処理手順のフローチャート（サブルーチン）である。
【図８】図７に示す時間軸による脈波立ち上がり点決定の処理状態の模式図である。
【図９】実施例にあって血流計での脈波波形の処理を説明するための図である。
【図１０】実施例にあってパルスオキシメーターにおける脈波波形の処理を説明するための図である。
【図１１】実施例にあって脈波伝播速度計における脈波波形の処理を説明するための図である。
【符号の説明】
１　カフ

2　圧力センサ
3　ポンプ
4　電磁弁
6　直流増幅器
8　交流増幅器
１１　ポンプ制御器
１２　電磁弁駆動器
１３　制御器
１４　キーパネル
１５　液晶ディスプレイ（ＬＣＤ）
Ｓ１　圧力信号
Ｓ２　血圧脈波信号

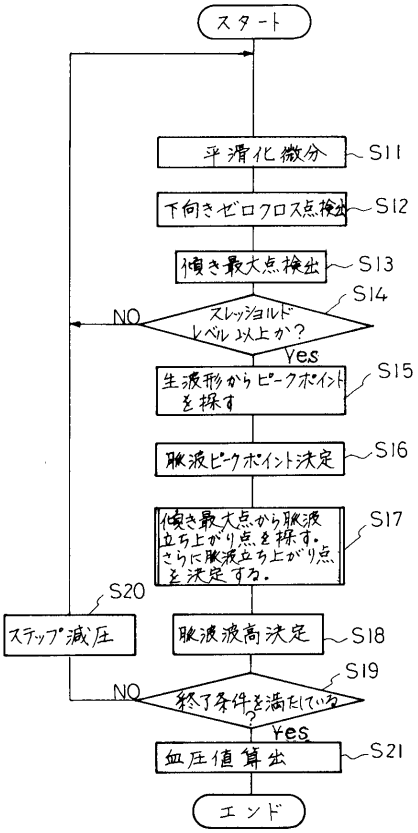
【図１】



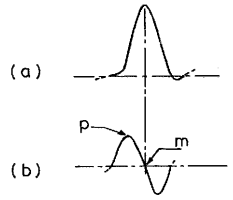
【図２】



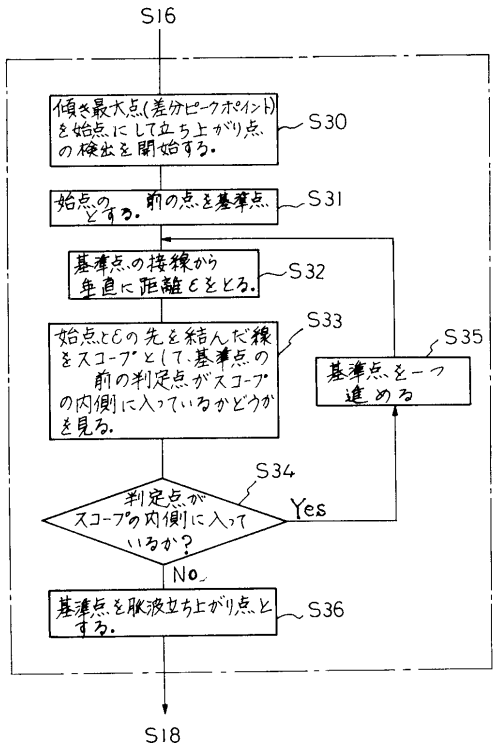
【図３】


スタート
平滑化微分
S11
下向きゼロクロス点検出
S12
傾き最大点検出
S13
スレッショルドレベル以上か？
S14
NO
Yes
生波形からピークポイントを探す
S15
脈波ピークポイント決定
S16
傾き最大点から脈波立ち上がり点を探す。さらに脈波立ち上がり点を決定する。
S17
ステップ減圧
S20
脈波波高決定
S18
終了条件を満たしているか？
S19
NO
Yes
血圧値算出
S21
エンド

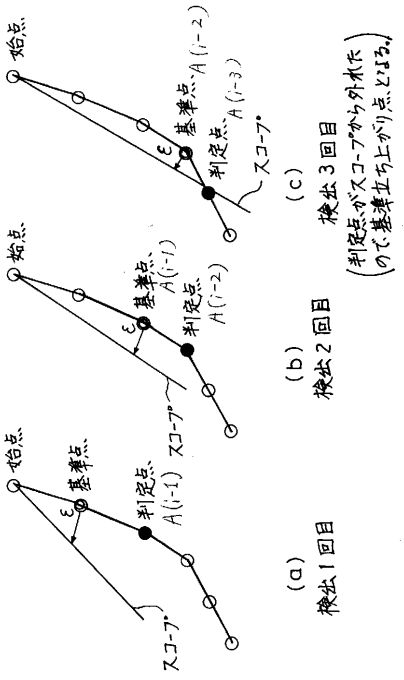
【図４】


(a)
p
m
(b)

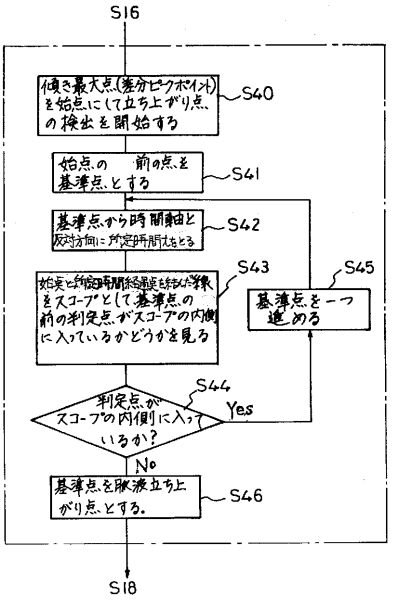
【図５】


S16
傾き最大点(差分ピークポイント)を始点にして立ち上がり点の検出を開始する。
S30
始点のとする。前の点を基準点
S31
基準点の接線から垂直に距離εをとる。
S32
始点とεの先を結んだ線をスコープとして、基準点の前の判定点がスコープの内側に入っているかどうかを見る。
S33
基準点を一つ進める
S35
判定点がスコープの内側に入っているか？
S34
Yes
No
基準点を脈波立ち上がり点とする。
S36
S18

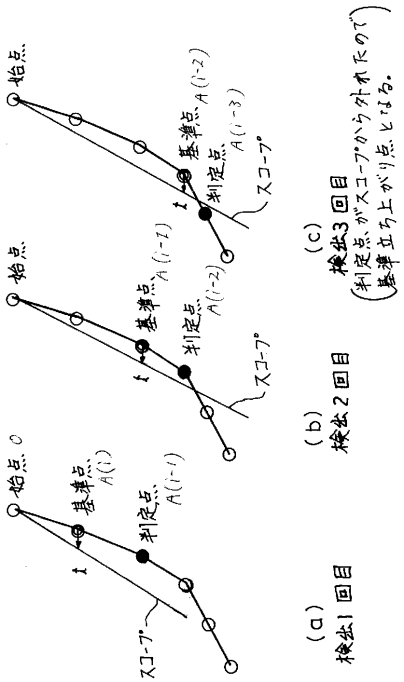
【図６】


始点
基準点
判定点
A(i-1)
A(i-2)
A(i-3)
ε
スコープ
(a)
検出1回目
(b)
検出2回目
(c)
検出3回目
(判定点がスコープから外れたので基準立ち上がり点となる。)

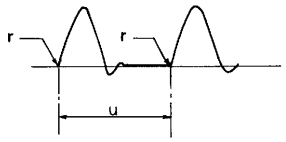
【図７】



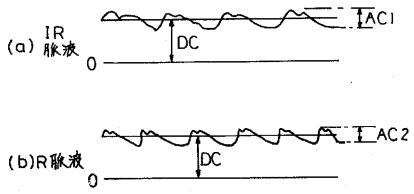
【図８】



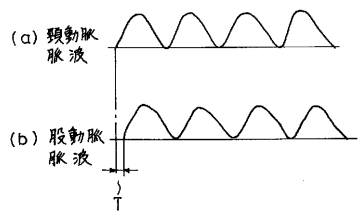
【図９】



【図１０】



【図１１】



フロントページの続き

審査官　荒巻　慎哉

(56)参考文献　実開昭６０－１２８６０５（ＪＰ，Ｕ）
特開昭５３－８３３７６（ＪＰ，Ａ）
特開昭６２－１８３７４３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６１－９２６５６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B　5/02-5/145